



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA
BARCELONATECH

Evaluación no invasiva del impulso neural respiratorio y su relación con la respuesta mecánica mediante el análisis de señales electromiográficas de músculos respiratorios

Luis Carlos Estrada Petrocelli

ADVERTIMENT La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del repositori institucional UPCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) i el repositori cooperatiu TDX (<http://www.tdx.cat/>) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual **únicament per a usos privats** emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei UPCommons o TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a UPCommons (*framing*). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del repositorio institucional UPCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) y el repositorio cooperativo TDR (<http://www.tdx.cat/?locale-attribute=es>) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual **únicamente para usos privados enmarcados** en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio UPCommons. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a UPCommons (*framing*). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the institutional repository UPCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) and the cooperative repository TDX (<http://www.tdx.cat/?locale-attribute=en>) has been authorized by the titular of the intellectual property rights **only for private uses** placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading nor availability from a site foreign to the UPCommons service. Introducing its content in a window or frame foreign to the UPCommons service is not authorized (*framing*). These rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA
BARCELONATECH



PROGRAMA DE DOCTORADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**EVALUACIÓN NO INVASIVA DEL IMPULSO NEURAL RESPIRATORIO Y
SU RELACIÓN CON LA RESPUESTA MECÁNICA MEDIANTE EL ANÁLISIS
DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE MÚSCULOS RESPIRATORIOS**

Luis Carlos Estrada Petrocelli

Director

Dr. Abel Torres Cebrián

Grupo de Señales y Sistemas Biomédicos (SISBIO), UPC

Grupo de Procesado e Interpretación de Señales Biomédicas (BIOSPIN), IBEC

Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial (ESAI)

Barcelona, Noviembre de 2016



Acta de qualificació de tesi doctoral

Curs acadèmic: 2015/2016

Nom i cognoms

Luis Carlos Estrada Petrocelli

Programa de doctorat

Enginyeria Biomèdica

Unitat estructural responsable del programa

Departament ESAIL, Universitat Politècnica de Catalunya – BarcelonaTech

Resolució del Tribunal

Reunit el Tribunal designat a l'efecte, el doctorand / la doctoranda exposa el tema de la seva tesi doctoral titulada Evaluación no invasiva del impulso neural respiratorio y su relación con la respuesta mecánica mediante el análisis de señales electromiográficas de músculos respiratorios.

Acabada la lectura i després de donar resposta a les qüestions formulades pels membres titulars del tribunal, aquest atorga la qualificació:

☐

NO APTE

☐

APROVAT

☐

NOTABLE

☐

EXCEL·LENT

(Nom, cognoms i signatura)		(Nom, cognoms i signatura)	
President/a		Secretari/ària	
(Nom, cognoms i signatura)	(Nom, cognoms i signatura)	(Nom, cognoms i signatura)	(Nom, cognoms i signatura)
Vocal	Vocal	Vocal	Vocal

_____, _____ d'/de _____ de _____

El resultat de l'escrutini dels vots emesos pels membres titulars del tribunal, efectuat per l'Escola de Doctorat, a instància de la Comissió de Doctorat de la UPC, atorga la MENCIÓ CUM LAUDE:

☐

SÍ

☐

NO

(Nom, cognoms i signatura)		(Nom, cognoms i signatura)	
President de la Comissió Permanent de l'Escola de Doctorat		Secretari de la Comissió Permanent de l'Escola de Doctorat	

Barcelona, _____ d'/de _____ de _____

Esta tesis doctoral está dedicada a mis padres, Luis y Adda, a mis hermanos, Italo, Carlos y
Eduardo, a toda mi familia y amigos.

... “Lo único constante es el cambio” (Heráclito).

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a todas las personas e instituciones que, de manera directa e indirecta, contribuyeron al feliz término de esta tesis doctoral:

A mi supervisor, el doctor Abel Torres Cebrián, por haberme apoyado durante el desarrollo de esta tesis con paciencia y conocimiento; por transmitirme su entusiasmo e inspiración para buscar la excelencia académica y darme la libertad de explorar nuevas ideas, desarrollar mi pensamiento crítico y hacer de mi doctorado una experiencia estimulante y productiva a lo largo de estos años. Para mí no solo ha sido un excelente director de tesis, sino un gran amigo con el cual sé que siempre podré contar.

A los grupos de investigación de Señales y Sistemas Biomédicos (SISBIO) del Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial (ESAI) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC) y de Procesado e Interpretación de Señales Biomédicas (BIOSPIN) del Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC).

En especial, agradezco al doctor Raimon Jané por haberme abierto las puertas en el grupo de investigación que dirige en el IBEC y brindarme el espacio e infraestructura para desarrollar este trabajo. Sus atinadas sugerencias y pensamiento crítico han contribuido a mi desarrollo personal.

A los miembros pasados y presentes de BIOSPIN: la doctora Beatriz Giraldo, el doctor Jordi Solà, Puy, Oiane, Juan Pablo, Mirella, Yolanda, Miguel Ángel, Dolores, Javier, Josep, Magda, Sara, Manuel y Leonardo. Gracias por los grandes momentos que hemos disfrutado y que han hecho placenteros mis estudios doctorales. Especial mención a Leonardo por su apoyo brindado durante estos años y por tantas conversaciones científicas en donde se generaron importantes ideas de trabajo.

Al doctor Javier García-Casado y a la doctora Gema Prats-Boluda, del Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería de la Universidad Politécnica de Valencia, por la inestimable ayuda durante todo este período de trabajo en el cual colaboramos.

Al Instituto para la Formación y Aprovechamiento de Recursos Humanos (IFARHU) y a la Secretaría Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (SENACYT), de la República de Panamá, entidades que financiaron este proyecto de doctorado con su Programa de Becas IFARHU-SENACYT, dentro del Subprograma de Becas Doctorales y Postdoctorales bajo el contrato No. 270-2012-273.

A todos mis amigos en Panamá: Laura, Erasmo, Alberto, Fernando, Roger, Norka, Rolando, Haydeé, Oscar, Joel, Alex, Larissa y Alexis. Muchas gracias por su apoyo y afecto.

A todas las personas que he conocido en España y que cuento con la dicha de que sean también mis amigos, en especial Rosario, Bruno, Ernesto, Raúl, Paulina, Andrzej, Arturo, Juan José y muchos otros que se me escapan. Estos amigos se han convertido en mi segunda familia.

A los profesores Álvaro Maturell, de la Universidad de Panamá, y Álvaro Mejía, del Instituto Oncológico Nacional de Panamá, por ser un estímulo y un apoyo desde que me dictaron los primeros cursos de la carrera de Ingeniería Biomédica y por el ánimo brindado para continuar una carrera científica.

Por último, pero no menos importante, mi más profunda gratitud a mis queridos padres Luis y Adda, a mis hermanos Italo, Carlos (q.e.p.d) y Eduardo y a toda mi familia. De corazón, deseo agradecerles por todo el amor que siempre me han brindado y por su apoyo incondicional en este camino para culminar uno de mis sueños. Gracias por ser el pilar más importante en mi vida y por estar presentes en todo momento, en las altas y las bajas. Gracias, “Pechi”, por mostrarme el puente que existe entre la medicina y la ingeniería y por ser un ejemplo de profesional para seguir; gracias, Adda, por inculcarme el valor y la perseverancia ante las adversidades de la vida. A mis hermanos, gracias por sus palabras de aliento en todo momento. A mis abuelas, tíos, tías, primos y primas les agradezco por todo el cariño que siempre me han brindado. ¡Este logro alcanzado es de ustedes también!

A todos, muchas gracias.

Luis Carlos Estrada Petrocelli

Barcelona, 2016.

EVALUACIÓN NO INVASIVA DEL IMPULSO NEURAL RESPIRATORIO Y SU RELACIÓN CON LA RESPUESTA MECÁNICA MEDIANTE EL ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE MÚSCULOS RESPIRATORIOS

RESUMEN

La contracción de los músculos respiratorios se produce en respuesta a la estimulación eléctrica. Estos estímulos se originan en las neuronas respiratorias del tronco del encéfalo, se transmiten a través de los nervios motores a las uniones neuromusculares y se propagan a lo largo de las fibras musculares. La electromiografía respiratoria mide la actividad eléctrica de los músculos respiratorios en respuesta a esta estimulación nerviosa.

El impulso neural respiratorio (NRD) se expresa mejor a través del neurograma frénico, pero esto no es factible en los seres humanos. Como alternativa, la medida de la señal electromiográfica del diafragma (EMGdi) refleja de forma indirecta la actividad frénica. La señal EMGdi puede registrarse utilizando métodos invasivos, lo que implica el uso de electrodos de aguja o electrodos colocados en el esófago a nivel del diafragma. Como alternativa no invasiva, el estudio de la actividad muscular respiratoria puede abordarse mediante la electromiografía de superficie.

El inicio y fin del tiempo neural inspiratorio (nt_{on} y nt_{off} , respectivamente) son medidas de importancia en los estudios de interacción paciente-ventilador, donde el nivel de la asistencia proporcionada por el ventilador es controlado por la demanda del paciente. Los artefactos cardíacos (ECG) a menudo hacen que sea difícil de utilizar la señal EMGdi. Para superar el inconveniente de la interferencia ECG, en la presente tesis se propone utilizar la entropía muestral con valores de tolerancia fijos ($fSampEn$), una técnica que es robusta contra el ruido de tipo impulsivo. Para evaluar la estimación del nt_{on} y nt_{off} se ha realizado un estudio experimental con señales EMGdi superficie registrada en sujetos sanos durante dos protocolos respiratorios, diseñados para evaluar la influencia de los diferentes patrones respiratorios sobre la señal EMGdi. Estos protocolos consistieron en un aumento gradual de la frecuencia respiratoria (RR) con un tiempo inspiratorio (T_i) fraccional constante (T_i/T_{tot}) y en una disminución gradual en el T_i/T_{tot} con una RR constante, respectivamente. Los algoritmos desarrollados han permitido determinar el nt_{on} y el nt_{off} y derivar los parámetros ventilatorios RR, T_i , y T_i/T_{tot} neurales.

La amplitud de la EMGdi proporciona una medida indirecta del NRD, que refleja la carga sobre los músculos respiratorios. El NRD, evaluado en señales EMGdi normalizadas, es

mayor en pacientes con enfermedades respiratorias que en sujetos sanos. Para evaluar el comportamiento de la fSampEn, como un método para mejorar la medición del NRD a partir de señales EMGdi en presencia de ECG, en comparación con los enfoques basados en el uso del valor rectificado medio y valor cuadrático medio, primero, se han aplicado estos métodos a señales EMGdi sintéticas. En segundo lugar, hemos probado los métodos propuestos en un estudio experimental con señales EMGdi registradas en sujetos sanos durante una prueba de carga inspiratoria incremental. La amplitud de la EMGdi permitió evaluar los cambios en el patrón de activación de los músculos respiratorios y estimar el NRD.

Asimismo, esta tesis doctoral contribuye al estudio de la actividad respiratoria mediante el registro no invasivo de actividad mecanomiográfica de baja frecuencia (BF) en sujetos sanos y en pacientes con enfermedad obstructiva crónica, permitiendo el estudio de la asincronía bilateral del diafragma y la RR. Finalmente, hemos propuesto el uso de electrodos de anillos concéntricos como una alternativa para mejorar la resolución espacial de los registros electromiográficos, y eliminar los problemas asociados a la localización y orientación de la configuración bipolar. Los enfoques presentados en esta tesis doctoral, basados en el análisis de señales electromiográficas y mecanomiográficas de los músculos respiratorios, permitirían extraer información complementaria a las técnicas de uso actual y contribuir al estudio de la función respiratoria en el ámbito clínico.

ABSTRACT

Respiratory muscle contraction occurs in response to the electrical stimulation of the muscles. These electrical stimuli originate in the respiratory neurons of the brainstem, are transmitted via motor nerves to the neuromuscular junctions and propagate along muscle fibers. Respiratory electromyography measures the electrical activity of respiratory muscles in response to this nerve stimulation.

The neural respiratory drive (NRD) is best expressed in a phrenic neurogram, but this is not feasible in humans. Alternatively, measurements of the diaphragm electromyographic signal (EMGdi) would most likely reflect phrenic neurogram activity. EMGdi signal can be recorded using invasive methods, involving the use of needle electrodes or electrodes positioned in the esophagus at the level of the diaphragm. As a non-invasive alternative, the study of respiratory muscle activity can be addressed by surface electromyography.

The onset and offset of the neural inspiratory time (nt_{on} and nt_{off} , respectively) are fundamentally important measurements in studies of patient-ventilator interaction, where the level of assistance delivered by the ventilator is controlled by patient demand. Cardiac artifacts (ECG) often make it difficult to utilize EMGdi. To overcome the shortcoming of the ECG, in this thesis is proposed to use sample entropy with fixed tolerance values (fSampEn), a robust technique against impulsive noise. To evaluate nt_{on} and nt_{off} estimation it has been carried out an experimental study with surface EMGdi signals recorded in healthy subjects during two respiratory protocols designed to evaluate the influence of different breathing patterns on the EMGdi. These protocols consisted of a stepwise increase in respiratory rate (RR) with constant fractional inspiratory time (T_i/T_{tot}) and a stepwise decrement in the T_i/T_{tot} with constant RR, respectively. The developed algorithms allowed to determine the nt_{on} and nt_{off} and derive the RR, T_i and T_i/T_{tot} neural ventilatory parameters.

The EMGdi amplitude provides a real-time indirect measure of the NRD, which reflects the load on the respiratory muscles. The NRD, assessed by normalized EMGdi signals, is higher in patients with respiratory disease than in healthy subjects. To evaluate the behavior of the fSampEn, as a method for improving the measurement of NRD from EMGdi signals in the presence of cardiac activity, compared to the average rectified value and root mean square value approaches, first, these methods have been applied to synthetic EMGdi signals. Secondly, we tested the proposed methods in an experimental study with EMGdi signals recorded in healthy subjects during an incremental inspiratory load test. The EMGdi amplitude allowed to evaluate changes in the respiratory muscle activation patterns and estimate the NRD.

Also, this thesis contributes to the study of the respiratory activity by the non-invasive recording of mechanomyographic low frequency (BF) activity in healthy subjects and in patients with

chronic obstructive pulmonary disease, allowing the study of bilateral asynchrony of the diaphragm and the RR. Finally, we have proposed the use of concentric ring electrodes as an alternative to improve the spatial resolution of electromyographic recordings, and eliminate the problems associated with the location and orientation of the bipolar configuration. The approaches presented in this doctoral thesis based on the analysis of electromyographic and mechanomyographic signals of respiratory muscles allow to extract complementary information to current use techniques of and contribute to the study of respiratory function in the clinical setting.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	1
1.1 Motivación de la tesis.....	1
1.2 Objetivos de la tesis.....	3
1.3 Organización de la tesis.....	4
1.4 Referencias.....	6
 CAPÍTULO 2: SISTEMA RESPIRATORIO	 7
2.1 Sistema respiratorio.....	8
2.2 Sistema muscular.....	9
2.2.1 Tipos de fibras musculares	10
2.2.2 Tipos de contracciones musculares	11
2.3 Músculos de la respiración	12
2.3.1 El diafragma	13
2.3.2 Músculos intercostales externos	14
2.3.3 Músculos intercostales internos paraesternales	15
2.3.4 Esternocleidomastoideo	15
2.4 Evaluación de la función pulmonar respiratoria.....	16
2.4.1 Espirometría	16
2.4.2 Otras técnicas de evaluación	19
2.4.3 Parámetros ventilatorios	19
2.5 Evaluación de la función muscular respiratoria	20
2.5.1 Métodos invasivos.....	21
2.5.1.1 Electromiografía.....	21
2.5.1.2 Medidas de presiones	23
2.5.2 Métodos no invasivos.....	24
2.5.2.1 Presión en boca.....	24
2.5.2.2 Presión inspiratoria máxima en la nariz (SNIP)	25
2.5.2.3 Cargas inspiratorias incrementales	26
2.5.2.4 Ventilación máxima voluntaria sostenida	26
2.5.3 Estimulación del nervio frénico	27
2.6 Enfermedades respiratorias	28
2.6.1 Diagnóstico y clasificación de la EPOC en función del grado de severidad.....	31

2.6.2	Exacerbación de la enfermedad.....	31
2.6.3	Comorbilidades	31
2.6.4	La EPOC y los músculos respiratorios.....	31
2.6.5	La EPOC en los músculos respiratorios	32
2.7	Referencias.....	34

CAPÍTULO 3: SEÑALES MECANOMIOGRÁFICAS Y ELECTROMIOGRÁFICAS RESPIRATORIAS DE SUPERFICIE 39

3.1	La señal mecanomiográfica de superficie	40
3.2	Señal mecanomiográfica respiratoria	43
3.3	Electromiografía de superficie	47
3.4	Señal electromiográfica de superficie respiratoria	56
3.4.1	El impulso neural respiratorio	57
3.5	Conclusiones	63
3.6	Referencias.....	64

CAPÍTULO 4: EXTRACCIÓN DE LA ACTIVIDAD RESPIRATORIA Y EVALUACIÓN DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA Y ASINCRONÍA BILATERAL MEDIANTE SEÑALES MECÁNICAS Y ELÉCTRICAS MUSCULARES RESPIRATORIAS 71

4.1	Introducción	72
4.2	Materiales y métodos	75
4.2.1	Adquisición de señales MMGdi en pacientes con EPOC	75
4.2.2	Descomposición Empírica en Modos (DEM)	77
4.2.3	Métodos utilizados para el cálculo de la asincronía bilateral de señales MMGdi... ..	79
4.2.4	Adquisición de señales MMGdi en un sujeto sano	83
4.2.5	Comparación y extracción de la frecuencia respiratoria en señales MMGdi en un sujeto sano.....	83
4.2.6	Adquisición de señales MMGdi registradas en sujetos sanos utilizando un teléfono móvil	84
4.2.7	Uso de un dispositivo entrenador de los músculos inspiratorios.....	84
4.2.8	Descomposición Empírica en Modos por Conjuntos	89
4.2.9	Análisis de Fluctuaciones sin Tendencias	91
4.2.10	Comparación y extracción de la frecuencia respiratoria en señales MMGdi registradas con un teléfono móvil	95
4.2.11	Adquisición de las señales EMGdi.....	95

4.2.12	Extracción de la señal de respiración EDR a partir de la señal ECG	97
4.2.13	Extracción de la señal de respiración EMGDR a partir de la señal EMGdi.....	98
4.2.14	Entropía muestral con valores de tolerancia fijos.....	99
4.2.15	Evaluación de la señal respiratoria y la frecuencia respiratoria en señales EMGdi	101
4.3	Resultados	102
4.3.1	Asincronía en pacientes con EPOC.....	102
4.3.2	Frecuencia respiratoria en señales MMGdi en un sujeto sano	107
4.3.3	Señales registradas con un teléfono inteligente.....	109
4.3.4	Similitud, desfase y frecuencia respiratoria en señales EMGdi	113
4.3.5	Desfase entre señales respiratorias	116
4.4	Discusión.....	119
4.5	Conclusiones	126
4.6	Referencias.....	126

CAPÍTULO 5: ESTIMACIÓN DEL INICIO Y FIN NEURAL INSPIRATORIO EN SEÑALES EMGDI DE SUPERFICIE

133

5.1	Introducción	134
5.2	Materiales y métodos	136
5.2.1	Sujetos y adquisición de datos.....	136
5.2.2	Protocolos respiratorios.....	138
5.2.3	Protocolo de incremento de frecuencia respiratoria (RR)	139
5.2.4	Protocolo de disminución del tiempo inspiratorio fraccional (T_i/T_{tot}).....	139
5.3	Procesamiento de señales	140
5.3.1	Estimación del inicio y fin en la señal de flujo respiratorio (AF)	140
5.3.2	Estimación indirecta de inicio y fin neural en señales EMGdi.....	142
5.3.3	Análisis de datos.....	146
5.4	Resultados	147
5.4.1	Sujetos sanos	147
5.4.2	Ajuste del nt_{off} detectado en señales EMGdi superficiales.....	147
5.4.3	Inicio y fin durante el protocolo RR.....	148
5.4.4	Estimación de los parámetros RR, T_i y T_i/T_{tot} durante el protocolo RR.....	149
5.4.5	Inicio y fin durante el protocolo T_i/T_{tot}	153
5.4.6	Estimación de los parámetros RR, T_i y T_i/T_{tot} durante el protocolo T_i/T_{tot}	154
5.5	Discusión.....	158
5.6	Conclusiones	161

5.7	Referencias.....	162
-----	------------------	-----

CAPÍTULO 6: ESTIMACIÓN DEL IMPULSO NEURAL RESPIRATORIO A PARTIR DE SEÑALES EMGDI DE SUPERFICIE 165

6.1	Introducción	166
6.2	Materiales y métodos	168
6.2.1	Registro de señales EMGdi en sujetos sanos	168
6.2.2	Señal EMGdi en reposo.....	169
6.2.3	Protocolo de carga incremental inspiratoria.....	169
6.2.4	Señales EMGdi sintéticas.....	170
6.2.5	Metodología para la evaluación de la fSampEn, ARV y RMS	172
6.2.6	Metodología para la evaluación de los parámetros m , r y N en la fSampEn.....	174
6.2.7	Metodología para el estudio de señales EMGdi en presencia de arritmias	175
6.3	Resultados	181
6.3.1	Efecto de la selección de m y r en señales EMGdi.....	181
6.3.2	Efecto de la selección del tamaño de la ventana de procesado	184
6.3.3	Efecto del número de muestras N sobre la ventana de procesado	188
6.3.4	Tiempo de cómputo al utilizar la fSampEn en señales EMGdi.....	192
6.3.5	Evolución del parámetro fSampEn en señales EMGdi sintéticas.....	194
6.3.6	Efecto del ruido ECG en las señales EMGdi sintéticas.....	195
6.3.7	Evolución del parámetro fSampEn en señales EMGdi registradas	197
6.3.8	Efecto del ruido ECG en las señales EMGdi registradas	198
6.3.9	Evaluación del impulso neural respiratorio.....	198
6.3.10	Evolución del parámetro fSampEn en señales EMGdi sintéticas con arritmias	199
6.3.11	Efecto de las arritmias en las señales EMGdi sintéticas.....	201
6.3.12	Evaluación del impulso neural respiratorio en señales EMGdi sintéticas con arritmias	203
6.4	Discusión.....	204
6.5	Conclusiones	211
6.6	Referencias.....	212

CAPÍTULO 7: CARACTERIZACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS REGISTRADAS MEDIANTE ELECTRODOS CONCÉNTRICOS 217

7.1	Introducción	218
7.2	Materiales y métodos	220

7.2.1	Procedimiento para el registro de la actividad electromiográfica en el bíceps .	224
7.2.2	Análisis y procesamiento de las señales registradas en el bíceps durante contracciones isométricas sostenidas	225
7.2.3	Procedimiento para el registro de la actividad electromiográfica en el diafragma durante una maniobra estática	227
7.2.4	Análisis y procesamiento de las señales registradas en el diafragma durante una maniobra estática.....	228
7.2.5	Procedimiento para el registro de la actividad electromiográfica en el diafragma durante una maniobra dinámica	228
7.2.6	Análisis y procesamiento de las señales registradas en el diafragma durante una maniobra dinámica	230
7.2.7	Procedimiento para el registro de la actividad electromiográfica en el músculo esternocleidomastoideo durante una maniobra dinámica.....	231
7.2.8	Análisis y procesamiento de las señales registradas en el músculo esternocleidomastoideo durante una maniobra dinámica.....	232
7.3	Resultados	235
7.3.1	Análisis de las señales EMG registradas en el bíceps	235
7.3.2	Análisis de las señales EMGdi durante una maniobra estática	240
7.3.3	Análisis de las señales EMGdi durante una maniobra dinámica.....	245
7.3.4	Análisis de las señales EMGsc durante una maniobra dinámica	252
7.4	Discusión.....	257
7.5	Conclusiones	263
7.6	Referencias.....	264

CAPÍTULO 8: CONCLUSIONES Y EXTENSIONES FUTURAS 269

8.1	Aportes de la tesis	270
8.1.1	Evaluación de la baja frecuencia en señales miográficas.....	270
8.1.1.1	Baja frecuencia en señales respiratorias registradas con acelerómetros.....	270
8.1.1.2	Baja frecuencia en señales respiratorias registradas con un teléfono inteligente	272
8.1.1.3	Baja frecuencia en señales respiratorias registradas con electrodos de superficie	272
8.1.2	Detección del inicio y fin neural respiratorio en señales EMGdi de superficie	273
8.1.3	Evaluación de impulso neural respiratorio.....	275
8.1.3.1	Estudio comparativo de los parámetros ARV, RMS y fSampEn	276
8.1.3.2	Señales EMGdi y actividad ECG	276
8.1.4	Señales EMGdi y arritmias cardíacas.....	277
8.1.5	Registros de señales electromiográficas mediante electrodos concéntricos.....	278

8.1.5.1	Estudio con carga sostenida utilizando electrodos concéntricos	278
8.1.5.2	Estudio con carga incremental inspiratoria	279
8.2	Extensiones futuras	280
8.3	Referencias	282
PUBLICACIONES DERIVADAS DE LA TESIS		285
LISTADO DE ACRÓNICMOS		287

Capítulo 1

Introducción

1.1 Motivación de la tesis

Los músculos respiratorios son un conjunto de músculos esqueléticos que trabajan sin descanso durante toda la vida, acción que solamente es compartida por el corazón. La función principal estos músculos en la respiración es la de modificar las dimensiones de la caja torácica, expandiéndola y contrayéndola de manera rítmica para bombear aire dentro y fuera de los pulmones (De Troyer y Boriek, 2011). La respiración comprende dos partes fundamentales, la inspiración o parte activa y la espiración o parte pasiva. Durante la inspiración, se reclutan y contraen los músculos inspiratorios, siendo el más importante el diafragma. La inspiración es considerada como la parte más importante de la respiración debido a que en ella deben superarse las cargas elásticas y la resistencia del aparato respiratorio para el llenado de los pulmones.

Sin embargo, en presencia de enfermedades respiratorias, la capacidad que tienen los músculos respiratorios para generar niveles adecuados de presión se ve comprometida y por tanto el acto de respirar. De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, en el 2012 cerca de

56 millones de personas fallecieron en el mundo, encontrándose como una de las principales causas las enfermedades respiratorias (OMS, 2014). El porcentaje de muertes atribuible a las enfermedades respiratorias proyectada para el 2015 y 2030 ha sido de un 7.4 y un 8.5 % respectivamente (OMS, 2013).

En la actualidad, diversas son las pruebas utilizadas en la práctica clínica que permiten valorar la función muscular respiratoria (ATS/ERS, 2002). Estas pruebas, de tipo invasivas y no invasivas se basan en el estudio de la fuerza, la resistencia, la fatiga y la debilidad muscular. Las pruebas invasivas permiten evaluar la presión gástrica, torácica, transdiafragmática. Sin embargo, debido a su naturaleza, estas medidas pueden no ser placenteras y en ocasiones de uso limitado. Además, pueden verse influenciadas por la presencia de artefactos en posición supina (Washko et al., 2006). Como alternativa, se ha sugerido el uso de medidas no invasivas como la presión en boca o en nariz. A pesar de su evidente utilidad, las pruebas no invasivas ofrecen información de los músculos inspiratorios en global y no solo del diafragma. Asimismo, factores como la forma en que se efectúan las maniobras respiratorias, la motivación de los individuos y el efecto de aprendizaje de las maniobras incrementan el grado de variabilidad de estas pruebas (ATS/ERS, 2002).

Lo antes señalado ha generado un creciente interés por parte de la comunidad médica en adoptar nuevas técnicas no invasivas que permitan evaluar la función muscular respiratoria, que sean además fáciles de realizar y tengan un bajo costo, sin desmejorar la calidad que proporcionan en relación a las técnicas (Murphy et al., 2011; Sarlabous et al., 2015).

Esta tesis doctoral fue realizada en el grupo de Procesado e Interpretación de Señales Biomédicas (BIOSPIN) del Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC) y en el grupo de Señales y Sistemas Biomédicos (SISBIO) del Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial (ESAI) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC), que pertenece al Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN) en España. Se colaboró con los servicios de neumología del Hospital Universitario Germans Trias i Pujol (HUGTiP) en Badalona, y el Hospital del Mar (HM) en Barcelona, España y con el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B), de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV), España.

El desarrollo de esta tesis doctoral ha sido financiada y apoyada por el Programa de Becas IFARHU-SENACYT, dentro del Subprograma de Becas Doctorales y Postdoctorales del Instituto para la Formación y Aprovechamiento de Recursos Humanos (IFARHU) y la Secretaría Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (SENACYT) del Gobierno de la República de Panamá bajo el contrato No. 270-2012-273. Además, el desarrollo de los proyectos de investigación han sido apoyados parcialmente por la Secretaria d'Universitats i Recerca del Departament d'Economia i Coneixement de la Generalitat de Catalunya (Grupo de investigación consolidado GRC: 2014 SGR 1569), el Ministerio de Economía y Competitividad

del Gobierno de España (DPI2015-68820-R) y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional, ref. DPI2015-68820-R (MINECO/FEDER) bajo las subvenciones TEC2010-21703-C03-01 y TEC2010-16945.

1.2 Objetivos de la tesis

El principal objetivo de esta tesis consiste en estudiar la función muscular respiratoria a partir del análisis de señales no invasivas, como son las señales mecanomiográfica (MMGdi) y electromiográfica del diafragma (EMGdi) registradas en superficie. Para tal fin, se propone el desarrollo e implementación de protocolos respiratorios para el estudio de la función muscular mediante el registro de las señales MMGdi y EMGdi. Además, se diseñan y aplican métodos que permitan el procesado, análisis y extracción de información de las señales MMGdi y EMGdi.

Para lograr el objetivo señalado se proponen los siguientes objetivos específicos:

- Obtención de la baja frecuencia de la señal MMGdi, registrada mediante el uso de acelerómetros de uso específico y acelerómetros incorporados en dispositivos inalámbricos posicionados en la parte baja de la caja torácica.
- Aplicación de diferentes métodos para el análisis de la asincronía bilateral entre ambos hemidiafragmas y la estimación de la frecuencia respiratoria a partir de la baja frecuencia de la señal MMGdi. Se propone el uso de técnicas adaptativas para el estudio de señales no lineales y no estacionarias, técnicas basadas en la evaluación de la complejidad de la señal, métodos basados en la correlación de la señal y métodos espectrales.
- Detección del inicio y fin del tiempo inspiratorio neural a partir de la señal EMGdi, y análisis comparativo de la detección de estos instantes entre señales EMGdi y señales respiratorias.
- Evaluación de un parámetro sensible a la actividad electromiográfica y robusto frente a la actividad cardíaca normal y arrítmica en señales EMGdi que permita estimar de manera indirecta el impulso neural respiratorio. Análisis comparativo de la técnica propuesta y el uso de métodos tradicionales basados en la estimación de la amplitud de la señal EMGdi.
- Caracterización de las señales electromiográficas de origen respiratorio registradas mediante electrodos de anillos concéntricos en el dominio del tiempo y la frecuencia. Estudio de la calidad de las señales registradas y capacidad para rechazar la actividad cardíaca. Análisis comparativo con registros de la actividad electromiográfica efectuados de manera convencional usando electrodos de discos en configuración

bipolar. Para ello, se propone el uso de técnicas basadas en el análisis de la amplitud, la frecuencia, y representaciones tiempo frecuencia.

1.3 Organización de la tesis

Esta tesis ha sido organizada por capítulos de la siguiente manera:

Capítulo 2: *Sistema muscular respiratorio*. Se presenta una descripción general del sistema respiratorio y de los principales músculos que participan en la respiración. Además, se explican las técnicas más utilizadas en la práctica clínica para la evaluación de la función muscular respiratoria.

Capítulo 3: *Señales mecanomiográficas y electromiográficas respiratorias de superficie*. Se brinda una visión global del estudio de las señales mecánicas y eléctricas musculares respiratorias registradas de manera superficial.

Capítulo 4: *Extracción de la actividad respiratoria y evaluación de la frecuencia respiratoria y asincronía bilateral mediante señales mecánicas y eléctricas musculares respiratorias*. En la primera parte de este estudio la actividad mecanomiográfica respiratoria se registra de forma bilateral en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) y en un sujeto sano. Además, la actividad respiratoria se registra en sujetos sanos utilizando un teléfono inteligente. El grado de descoordinación entre hemidiafragmas en pacientes EPOC es evaluado mediante técnicas para la detección de asincronía. En los sujetos sanos la frecuencia respiratoria es evaluada mediante técnicas temporales y espectrales. La baja frecuencia de las señales registradas es obtenida mediante métodos basados en la descomposición adaptativa de la señal. En la segunda parte de este estudio se registra la actividad electromiográfica respiratoria en sujetos sanos. La baja frecuencia se obtiene aplicando una técnica basada en variaciones de la complejidad de la amplitud de la señal electromiográfica. Esta técnica cuantifica las componentes complejas de origen estocástico como la señal electromiográfica y es menos afectada por cambios de amplitud debido a componentes deterministas. La señal obtenida se compara con la señal respiratoria derivada de la actividad cardíaca.

Capítulo 5: *Estimación del inicio y fin neural inspiratorio en señales EMGdi de superficie*. En este trabajo se estima el inicio y fin del impulso neural respiratorio a partir de señales EMGdi y se comparan con el inicio y fin detectado en la señal de flujo respiratorio. Se emplean señales registradas de manera no invasiva en sujetos sanos. Se presenta un nuevo método para la detección del inicio neural basado en la estimación no paramétrica de la función de densidad mediante el método de kernel. Se proponen dos protocolos respiratorios basados en el incremento gradual de la frecuencia respiratoria y en la disminución gradual del tiempo

inspiratorio fraccional para el registro de las señales. Se evalúa los parámetros ventilatorios de la frecuencia respiratoria, el período inspiratorio y el tiempo inspiratorio fraccional. Las señales electromiográficas son procesadas usando el método introducido en el capítulo 4.

Capítulo 6: *Estimación del impulso neural respiratorio a partir de señales EMGdi de superficie*. En este estudio se evalúa la actividad muscular respiratoria a partir de señales electromiográficas registradas de manera no invasiva en sujetos sanos. La actividad muscular se evalúa en señales registradas y sintéticas utilizando la técnica introducida en el capítulo 4 para el estudio de señales electromiográficas. Esta técnica se compara con otras de uso clásico en la práctica clínica. Se evalúa la relación entre las técnicas mencionadas con la fuerza muscular respiratoria evaluada de manera global con la presión inspiratoria en boca. Se evalúa el desempeño de las técnicas mencionadas para estimar el impulso neural respiratorio. Las señales sintéticas que se utilizan en este estudio contienen actividad cardíaca normal y de arritmias.

Capítulo 7: *Caracterización de señales electromiográficas registradas mediante electrodos concéntricos*. En este trabajo se propone el uso electrodos de anillos concéntricos para el registro de la actividad eléctrica muscular. Se utilizan tres tipos de electrodos de anillos concéntricos: tripolar en configuración cuasi bipolar, en configuración tripolar y en configuración bipolar. Las señales electromiográficas se caracterizan en tiempo y frecuencia y se comparan con registros efectuados de manera convencional utilizando electrodos de disco en configuración bipolar. Los registros son realizados en tres músculos: el bíceps, el diafragma y el esternocleidomastoideo.

Capítulo 8: *Conclusiones y extensiones futuras*. Los resultados y contribuciones alcanzados en esta tesis son resumidos. Además, se presentan las extensiones futuras de las líneas de investigación desarrolladas.

Publicaciones derivadas de la tesis. Al final del este documento se presentan las publicaciones derivadas del desarrollo esta tesis doctoral.

Producto de la realización de esta tesis doctoral el trabajo titulado “Improvement in Neural Respiratory Drive Estimation From Diaphragm Electromyographic Signals Using Fixed Sample Entropy” (Estrada et al., 2016) fue reconocido como artículo destacado por la revista IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics. Esta distinción fue otorgada solamente a 4 artículos en el número de publicación de la revista del mes de marzo de 2016. Además, esto ha permitido tener una visibilidad dentro de las estadísticas de la revista el trabajo ocupando la posición 44 de los 50 de los artículos más descargados hasta el mes de mayo de 2016.

1.4 Referencias

- ATS/ERS, 2002. ATS/ERS statement on respiratory muscle testing. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 166, 518-624.
- De Troyer, A., Boriek, A.M., 2011. Mechanics of the respiratory muscles. *Comprehensive Physiology* 1, 1273-1300.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2016. Improvement in Neural Respiratory Drive Estimation from Diaphragm Electromyographic Signals using Fixed Sample Entropy. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 20, 476-485.
- Murphy, P.B., Kumar, A., Reilly, C., Jolley, C., Walterspacher, S., Fedele, F., Hopkinson, N.S., Man, W.D.-C., Polkey, M.I., Moxham, J., Hart, N., 2011. Neural respiratory drive as a physiological biomarker to monitor change during acute exacerbations of COPD. *Thorax* 66, 602-608.
- OMS, 2013. Health statistics and information systems [WWW Document]. Projections of mortality and causes of death, 2015 and 2030. URL http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/projections/en/ (accedido 1.21.16).
- OMS, 2014. The top 10 causes of death [WWW Document]. The 10 leading causes of death in the world, 2000 and 2012. URL <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/es/> (accedido 1.21.16).
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Gea, J., Martinez-Llorens, J.M., Jané, R., 2015. Efficiency of mechanical activation of inspiratory muscles in COPD using sample entropy. *European Respiratory Journal* 46, 1808-1811.
- Washko, G.R., O'Donnell, C.R., Loring, S.H., 2006. Volume-related and volume-independent effects of posture on esophageal and transpulmonary pressures in healthy subjects. *Journal of Applied Physiology* 100, 753-758.

Capítulo 2

Sistema muscular respiratorio

LA respiración es un proceso involuntario y esencial que realizan los seres humanos a lo largo de la vida. El sistema respiratorio es el encargado de suministrar al cuerpo el oxígeno necesario y de expulsar el dióxido de carbono y otros productos de desecho. Para que el proceso respiratorio se realice de forma apropiada intervienen los músculos respiratorios, cuya función principal es la de expandir y comprimir la pared torácica.

En este capítulo se revisan los principales conceptos necesarios para entender el papel que juega el sistema respiratorio así como la función que tienen los músculos respiratorios durante la respiración. Posteriormente, se describen los métodos más utilizados para la evaluación de la función pulmonar y muscular respiratoria. Estos métodos pueden ser de tipo invasivo y no invasivo. Finalmente, se aborda el problema de las enfermedades que afectan la actividad respiratoria, en particular el de la enfermedad obstructiva pulmonar crónica, considerada actualmente como la tercera causa de muerte a nivel mundial.

2.1 Sistema respiratorio

El sistema respiratorio es el encargado de proporcionar un intercambio constante de gases entre el cuerpo humano y el ambiente que lo rodea. Durante el proceso de la respiración se transporta aire a los pulmones lo que permite la absorción de oxígeno (O_2) en la sangre así como la eliminación de dióxido de carbono (CO_2) y otros productos de desechos del metabolismo celular, manteniendo además el balance ácido base en el cuerpo humano. Desde una perspectiva anatómica el sistema respiratorio está conformado por:

- **Las vías respiratorias superiores:** conformadas por las fosas nasales, los senos paranasales y la nasofaringe.
- **Las vías respiratorias inferiores:** conformadas por la laringe, la tráquea y los bronquios principales.
- **Los pulmones:** son los encargados del intercambio gaseoso con la sangre durante el proceso respiratorio.

La respiración es un proceso involuntario, automático y de naturaleza rítmica. El patrón rítmico de la respiración es generado en los centros respiratorios localizados en el tronco cerebral (Feldman et al., 2013). La respiración involucra dos fases fundamentales:

- **La inspiración:** es un proceso activo en el cual se produce una entrada de aire desde el medio ambiente y que ingresa a los pulmones. Durante la inspiración el diafragma se contrae y desciende lo que provoca un aumento considerable del volumen de la caja torácica. Al mismo tiempo, los músculos intercostales externos se contraen lo cual contribuye a la elevación de la caja torácica, la elevación de las costillas y el aumento del espacio entre ellas. Este aumento en el volumen torácico crea una presión intrapulmonar negativa respecto a la presión del exterior (presión atmosférica).

El gradiente de presión generado permite el paso del aire proveniente del exterior y en consecuencia el llenado los pulmones en la cavidad torácica. El proceso inspiratorio continúa hasta que la presión intrapulmonar y la presión atmosférica se igualan.

- **La espiración:** es un proceso pasivo en donde el diafragma y los músculos intercostales externos se relajan y regresan a su posición de descanso. Además, debido a la propiedad de retracción elástica de los pulmones y los tejidos alineados en la cavidad torácica, el aire es exhalado, disminuye el volumen de la caja torácica y se genera una presión intrapulmonar positiva respecto a la presión del exterior.

En la Figura 2. 1 se muestra un esquema de la contracción y expansión de la caja torácica durante el proceso respiratorio. Por otra parte, es importante señalar que durante la respiración se presentan otros fenómenos de origen fisiológico, siendo uno de ellos es la arritmia sinusal respiratoria, que consiste en el incremento de la frecuencia cardíaca durante la

inspiración y la disminución de la frecuencia cardíaca durante la espiración (Yasuma y Hayano, 2004).

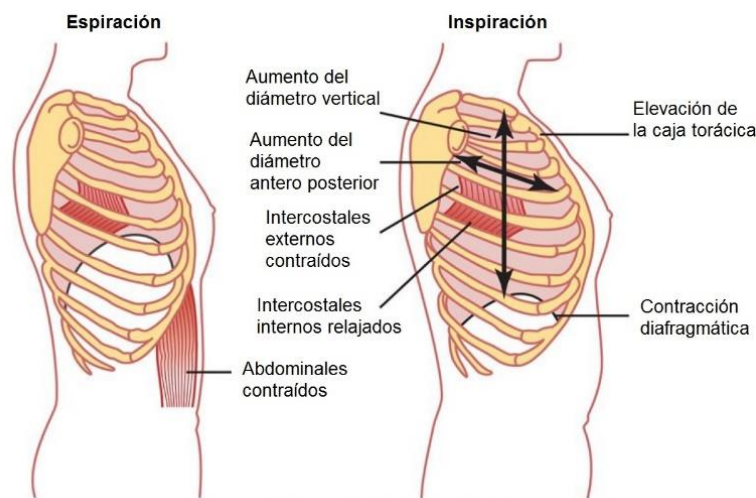


Figura 2. 1 Contracción y expansión de la caja torácica durante la respiración. Durante la inspiración el diafragma se contrae y desciende y los músculos intercostales externos se contraen lo que permite la elevación de la caja torácica y de las costillas (adaptado de (Guyton y Hall, 2010)).

2.2 Sistema muscular

Los músculos esqueléticos están conformados por múltiples fibras musculares que al contraerse contribuyen a la producción de fuerza. Para su activación, un número de fibras musculares se encuentran inervadas por la ramificación de los axones de una sola neurona motora cuyo cuerpo celular se localiza en la médula espinal, como se representa en la Figura 2. 2. El conjunto de una motoneurona y las fibras que inerva se denomina unidad motora y constituye unidad estructural y funcional más pequeña del sistema neuromuscular (Karpati, 2010).

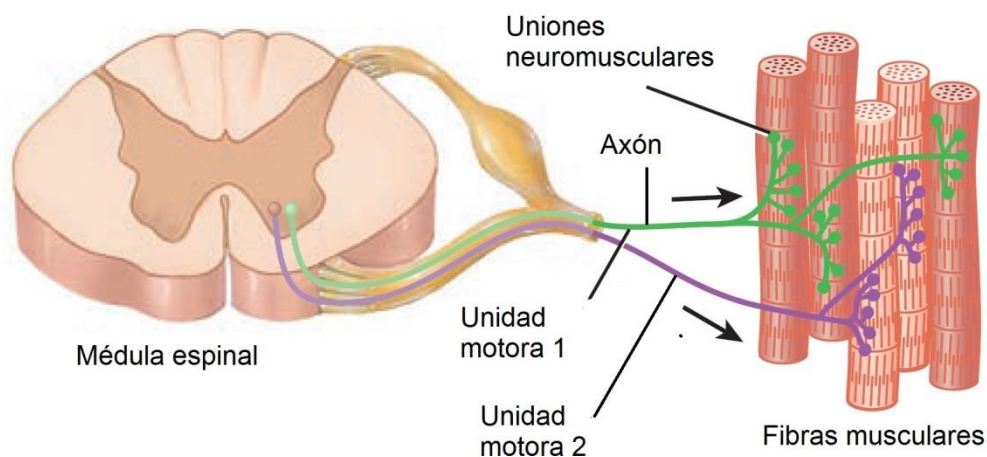


Figura 2. 2 Esquema de la estructura de la unidad motora. La unidad motora se origina en la médula espinal y e inerva las diferentes fibras musculares (adaptado de (Tortora y Derrickson, 2011)).

2.2.1 Tipos de fibras musculares

De manera convencional las fibras musculares se pueden clasificar de acuerdo a sus propiedades funcionales (que tan rápido se contraen) y metabólicas (producción de energía - adenosín trifosfato) en:

- **Tipo I:** son fibras de contracción lenta que pueden contraerse repetidamente por largos períodos de tiempo y son muy resistentes a la fatiga pero generan poca fuerza muscular. Tienen un buen suministro sanguíneo y poseen una alta capacidad para generar energía a través de procesos metabólicos oxidativos (de tipo aeróbico). Estas son generalmente las primeras fibras en ser reclutadas en los músculos. Son de menor diámetro en comparación a las fibras de tipo II. Además, son eficaces para llevar a cabo actividades de poca intensidad y larga duración como correr o montar bicicleta.
- **Tipo II:** son fibras caracterizadas por ser de contracción rápida y de baja resistencia a la fatiga debido a que obtienen su energía a través de procesos metabólicos glucolíticos (de tipo anaeróbico). Desarrollan mayor fuerza en comparación a las fibras de tipo I. Son eficaces para llevar a cabo actividades de media-alta intensidad y de poca. Pueden ser clasificadas en:
 - **Tipo IIa o fibras glucolíticas oxidativas rápidas:** Poseen propiedades intermedias de las fibras I y II y por lo tanto capacidades metabólicas oxidativas y glucolíticas (aeróbico-anaeróbico). Son ligeramente de mayor diámetro en comparación a las fibras de tipo I.

- **Tipo II b o fibras glucolíticas rápidas:** Son esencialmente de tipo anaeróbico. Utilizan grandes cantidades de glucógeno en lugar de oxígeno. Poseen una muy baja resistencia a la fatiga y la producción de fuerza es muy alta. Son las de mayor diámetro.

El estudio de las diferentes propiedades presentes en las fibras musculares permite tener una mayor comprensión de cómo trabajan los distintos músculos del cuerpo humano, así como los cambios que estos puedan sufrir (Palisano, 2001).

2.2.2 Tipos de contracciones musculares

Existen diferentes maneras en las cuales los músculos esqueléticos pueden generar fuerza. Estas dependen generalmente del tipo de contracción que se realice. Durante una contracción las fibras musculares pueden generar tensión al alargarse, acortarse o permanecer igual al ser estimuladas de manera eléctrica. Los tipos de contracciones musculares pueden ser clasificados como:

- **Isométricas** (estáticas): se produce cuando el músculo genera fuerza sin alterar su longitud o que las articulaciones se muevan. La fuerza generada por el músculo se encuentra equilibrada con la resistencia externa que se opone al movimiento.
- **Isotónicas** (dinámicas): la fuerza ejercida se mantiene constante mientras el músculo cambia de longitud debido al movimiento. Según su dirección esta puede ser:
 - **Concéntrica:** el músculo genera suficiente fuerza para superar la resistencia externa que se le opone. Esto produce un acortamiento en la longitud del músculo y movimiento.
 - **Excéntrica:** la fuerza generada por el músculo es menor que la resistencia externa que se aplica. Esto da como resultado un alargamiento en la longitud del músculo y movimiento.
- **Isocinéticas** (dinámicas a igual velocidad): estas son de tipo dinámicas al igual que las de tipo isotónica. Sin embargo, para la ejecución de este tipo de contracciones se requiere el uso de un equipamiento especial. Estos equipos conocidos como dinamómetros permiten que las contracciones musculares se realicen a una velocidad constante.

Para ello el equipo proporciona una fuerza igual a la que desarrolla el músculo y variable a lo largo del movimiento realizado.

El estudio de los diferentes tipos de contracciones musculares permite obtener una mayor comprensión de las distintas propiedades de los músculos esqueléticos frente a las diferentes acciones que puedan realizar (Farina, 2006; Merletti y Lo Conte, 1997).

2.3 Músculos de la respiración

Distintos músculos participan del proceso vital de la respiración. El funcionamiento adecuado de los músculos respiratorios contribuye al correcto intercambio de gases por parte del sistema respiratorio. Los músculos respiratorios se pueden dividir en aquellos que se reclutan en la fase inspiratoria (activa) y la fase espiratoria (pasiva). Durante la inspiración tranquila o en reposo el diafragma se activa, sin embargo, los músculos intercostales externos e intercostales paraesternales también asisten en esta fase. Además, otros músculos respiratorios conocidos como músculos auxiliares o accesorios y que incluyen a los músculos escalenos, esternocleidomastoideo, serrato, pectoral y trapecio juegan un papel importante al presentarse una respiración activa. Generalmente, los músculos accesorios son reclutados de manera progresiva al existir un incremento en la demanda ventilatoria al presentarse problemas de obstrucción en las vías respiratorias, al realizar actividades físicas (Aliverti et al., 1997), y durante evaluación de la función muscular inspiratoria (de Andrade et al., 2005; Trevisan et al., 2015).

Durante la espiración intervienen los músculos situados en el área abdominal y que incluyen al músculo recto del abdomen, el transverso del abdomen y los músculos oblicuos internos y externos además de los músculos intercostales internos. No obstante, estos músculos intervienen durante espiraciones forzadas, es decir, al realizar actividades físicas (Aliverti et al., 1997) o al evaluar la función muscular espiratoria (Suzuki et al., 1992). En la Figura 2. 3 son representados los principales músculos respiratorios reclutados durante la inspiración y la espiración.

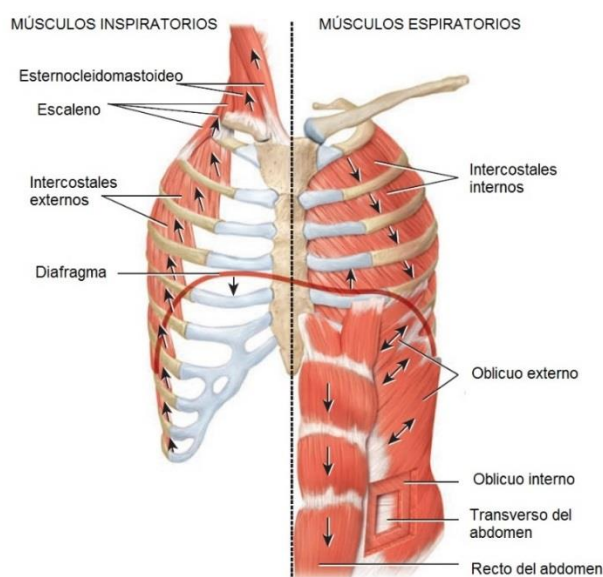


Figura 2. 3 Músculos inspiratorios y espiratorios (adaptado de (Tortora y Derrickson, 2011)).

A continuación son descritos los principales músculos involucrados en la inspiración.

2.3.1 El diafragma

Es considerado el músculo más importante de la respiración. El diafragma es el responsable del 60 al 80 % del trabajo total efectuado por los músculos inspiratorios (Ratnovsky y Elad, 2005). Es considerado además el segundo músculo más importante en el cuerpo humano después del corazón debido a que ambos trabajan ininterrumpidamente durante toda la vida. Anatómicamente, el diafragma es un músculo grande, plano y delgado en forma de cúpula alargada e irregular que se inserta en las costillas inferiores. En la inspiración, la cavidad torácica se expande y la presión intrapulmonar incrementa con respecto a la atmosférica lo cual permite que los pulmones se inflen. Al mismo tiempo, el diafragma presenta un movimiento descendente que empuja las vísceras abdominales hacia abajo e incrementa la presión intraabdominal.

El diafragma en los adultos presenta aproximadamente un 80 % de fibras resistentes a la fatiga (55 % de fibras tipo I y 25 % de fibras tipo IIa) mientras que el 20 % de las fibras restantes son menos resistentes a la fatiga (Rochester, 1985). Por lo tanto, dentro de circunstancias normales el diafragma presenta una mayor tolerancia a la fatiga lo cual permite que se realice de manera adecuada el proceso respiratorio.

El diafragma se localiza en la base de los pulmones y se extiende a lo largo de la parte inferior de la cavidad torácica separando esta última del abdomen. Sobre el diafragma descansa el corazón y los pulmones. El diafragma es más alto por delante que por detrás. Su cara superior es convexa y mira hacia la cavidad torácica, mientras que su cara inferior es cóncava y mira hacia la cavidad abdominal. Su parte media es aponeurótica o tendinosa y se conoce como centro tendinoso. El diafragma está formado por dos cúpulas llamadas hemidiafragmas, una derecha más alta debido a la elevación del hígado mientras que la izquierda se encuentra menos elevada debido al peso del corazón y desciende más por detrás que por delante. La diferencia de alturas entre ambos hemidiafragmas es de 1.5 a 2.5 cm aproximadamente. Durante una inspiración completa el hemidiafragma derecho puede coincidir aproximadamente con el extremo anterior de la sexta costilla (Buttler et al., 1999).

El diafragma esta inervado por el nervio frénico y los seis últimos nervios intercostales. Presenta además tres aberturas principales por la cuales atraviesan distintas estructuras entre el tórax y el abdomen. Estas aberturas son el orificio para la vena cava inferior, el orificio para la aorta o hiato aórtico y el orificio para el esófago o hiato esofágico. Por otra parte, se considera que el diafragma es una estructura formada por dos músculos, el costal y el crural conectados por un tendón central y sincronizados con la respiración (Pickering y Jones, 2002) como se

observa en la Figura 2. 4. La porción costal y crural del diafragma poseen diferentes orígenes embriológicos, anatómicos y funcionales (Nason et al., 2012).

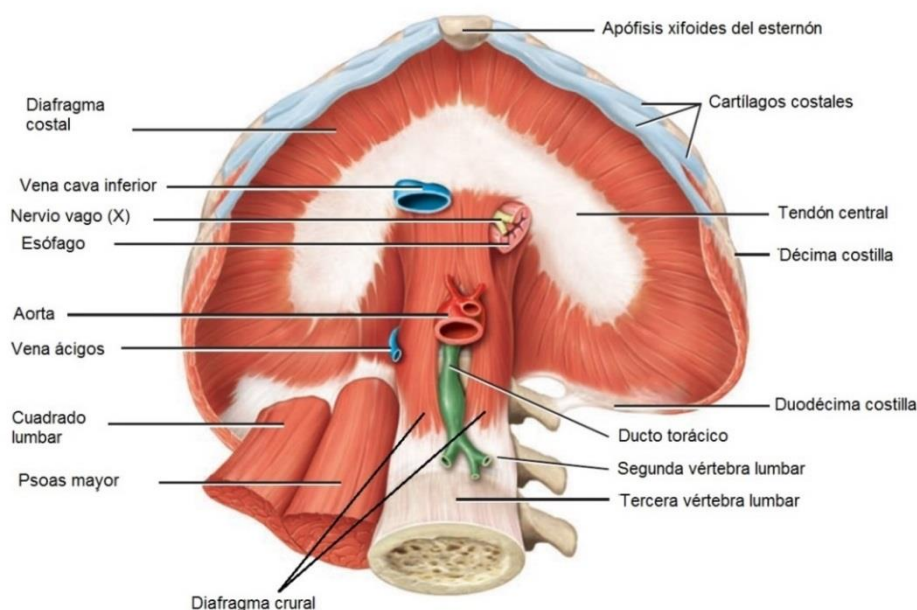


Figura 2. 4 Vista inferior del diafragma (adaptado de (Tortora y Derrickson, 2011)).

Durante la inspiración, el diafragma se aplanar y puede descender entre 1 a 2 cm aproximadamente durante respiración tranquila pero su excursión puede llegar a incrementar hasta 10 cm al haber respiración forzada (Tortora y Derrickson, 2011). Además se ha demostrado en sujetos sanos que la profundidad del diafragma medida respecto a la piel puede variar más de 4 cm (Shahgholi et al., 2014).

2.3.2 Músculos intercostales externos

Son músculos superficiales que ocupan los espacios intercostales. En total son once pares ubicados en ambos lados de la caja torácica. Los músculos intercostales externos se insertan en los bordes inferior y superior de las costillas suprayacentes y subyacentes. Sus fibras están orientadas de manera oblicua de arriba hacia abajo y de atrás hacia adelante (De Troyer et al., 2005). Su contracción rota las costillas hacia adelante y hacia afuera, aumentando el diámetro de la cavidad tórax. Por otra parte, estos músculos impiden que la caja torácica sea empujada hacia abajo y adentro al descender el diafragma durante la inspiración. Se ha estimado que los músculos intercostales externos son los responsables de entre un 20 a 35 % del trabajo total durante la inspiración al efectuar esfuerzos respiratorios altos (Ratnovsky y Elad, 2005).

Adicional, se ha estimado que el porcentaje de fibras musculares de tipo I presente en los músculos intercostales externos es aproximadamente de un 62 % mientras que para las fibras de tipo IIa y IIb estos porcentajes son de un 22 % y un 19% aproximadamente (Mizuno, 1991).

2.3.3 Músculos intercostales internos paraesternales

Estos músculos representan la porción intercondral de los músculos intercostales internos. Su contribución ha sido motivo de debate, sin embargo, se ha demostrado que presentan una participación activa durante la inspiración (De Troyer et al., 1998, 1985; Gandevia et al., 2006). A pesar de que estos músculos forman parte de los músculos intercostales internos, sus contracciones contribuyen a elevar las costillas e inflar los pulmones de igual forma que los músculos intercostales externos (De Troyer et al., 1998). Por otra parte, se ha observado en sujetos sanos que la actividad de los músculos intercostales paraesternales y la del diafragma ocurre de manera coordinada. Adicional, se ha demostrado que al intentar respirar solamente con el diafragma la actividad registrada en los músculos paraesternales incrementa (De Troyer y Estenne, 1984).

El porcentaje de fibras tipo I que se encuentran en los músculos intercostales paraesternales es aproximadamente de un 62 % mientras que el porcentaje de fibras de tipo IIa son de 22 % y el de las fibras de tipo IIb de un 19 %, valores similares a los hallados en los músculos intercostales externos (Mizuno, 1991).

2.3.4 Esternocleidomastoideo

Es un músculo largo, grueso y de tipo bilateral situado en la zona anterior y lateral del cuello. Este músculo accesorio se recluta al requerirse una respiración forzada y al respirar de manera rápida (Costa et al., 1994; Legrand et al., 2003). El músculo esternocleidomastoideo es visible y se puede palpar fácilmente en el cuello. Se origina de dos cabezas. La cabeza del esternón a partir del manubrio del esternón y la cabeza de la clavícula a partir del tercio medio de la clavícula. Se inserta en la apófisis mastoides del hueso temporal y la línea nuchal superior del hueso occipital. Las fibras del músculo esternocleidomastoideo se dirigen de manera oblicua y hacia atrás. Este músculo permite realizar dos tipos de contracciones. Si la contracción es unilateral, se produce una flexión lateral hacia el mismo lado, o gira la cabeza hacia el lado opuesto. Si la contracción es bilateral se produce una extensión de la cabeza y el cuello.

El papel que juega el músculo esternocleidomastoideo aumenta al llevarse a cabo esfuerzos respiratorios altos y que puede llegar a casi el 10 % del trabajo total de la respiración (Ratnovsky y Elad, 2005). El músculo esternocleidomastoideo se compone aproximadamente de un 35 % de fibras musculares de tipo I, mientras que el 65 % restante de fibras son de tipo II (Johnson et al., 1973).

2.4 Evaluación de la función pulmonar respiratoria

La evaluación de la función respiratoria consiste de una serie de herramientas específicas que nos permiten analizar la función pulmonar y la de las vías respiratorias con fines diagnósticos, valorar la respuesta ante diferentes tratamientos y brindar un seguimiento adecuado al evaluar diferentes enfermedades respiratorias (Pellegrino et al., 2005). Las principales técnicas utilizadas para evaluar la función pulmonar respiratoria en la práctica clínica son las siguientes:

2.4.1 Espirometría

Esta técnica es considerada el estándar de oro por excelencia en la práctica clínica para la evaluación de la función respiratoria (GOLD, 2010). Permite evaluar los volúmenes pulmonares y flujos aéreos. El instrumento para su medición se llama espirómetro. La espirometría puede ser de dos tipos: simple o forzada.

- **Espirometría simple:** En esta técnica se le solicita al individuo que respire de manera tranquila, luego que realice una inspiración máxima no forzada y seguidamente que expulse todo el aire durante el tiempo que necesite para ello, permitiendo medir el volumen de aire que entra y sale de los pulmones así como sus valores máximos. Como resultado se obtienen los siguientes parámetros:
 - **Volumen tidal o corriente (VC):** volumen que se inspira o se expira durante un ciclo respiratorio normal. En individuos normales este volumen es de alrededor 500 ml.
 - **Volumen de reserva inspiratoria (VRI):** es el volumen máximo inspirado luego de una inspiración a volumen corriente. Su valor en individuos normales es de 3000 ml aproximadamente.
 - **Volumen de reserva espiratoria (VRE):** es el volumen máximo espirado luego del final de una espiración en reposo. Su en individuos normales valor es de 1100 ml aproximadamente.
 - **Capacidad vital (CV):** es la cantidad máxima de aire que puede ser expulsada luego de una inhalación y exhalación máxima. Equivale a la suma del volumen corriente, la reserva inspiratoria y la reserva espiratoria. Su valor en individuos normales es 4600 ml aproximadamente.
 - **Capacidad inspiratoria (CI):** es el volumen máximo de aire que se puede respirar después de una espiración en reposo. Equivale a la suma del volumen tidal más el volumen de reserva inspiratorio. Su valor en individuos normales es de 3500 ml aproximadamente.

- **Volumen residual (VR):** es el volumen que permanece en los pulmones luego de una espiración máxima. Su valor en individuos normales es aproximadamente de 1200 ml.
- **Capacidad residual funcional (CRF):** es el volumen que permanece en los pulmones al final de una espiración normal. Equivale a la suma del volumen de reserva espiratorio y el volumen residual. Su valor en individuos normales es aproximadamente de 2300 ml.
- **Capacidad pulmonar total (CPT):** es el volumen que contienen los pulmones luego de realizar una inspiración forzada. Equivale a la suma del volumen tidal, volumen de reserva inspiratoria, volumen de reserva espiratoria y el volumen residual. Su valor aproximado en individuos normales es de 6000 ml.

En la Figura 2. 5 es un esquema que muestra los principales parámetros que pueden extraer durante una espiración simple.

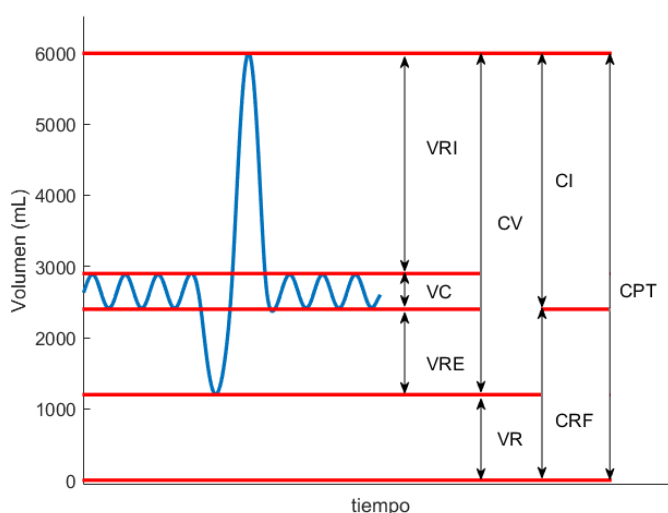


Figura 2. 5 Volúmenes y capacidades pulmonares evaluados durante una espirometría simple.

- **Espirometría forzada:** Esta técnica consiste en evaluar los volúmenes y flujos pulmonares que se generan al realizar una espiración máxima forzada en el menor tiempo posible tras una inspiración forzada. Es más utilizada que la espirometría simple y permite establecer valores diagnósticos para evaluar una enfermedad respiratoria (GOLD, 2010). Los principales parámetros que se miden en una espiración forzada son:
 - **Capacidad vital forzada (CVF):** es el máximo volumen de aire expulsado durante una espiración forzada. Generalmente su valor normal es mayor al 80 % del valor teórico.

- **Volumen espiratorio forzado en el primer segundo (FEV_1):** es el volumen exhalado durante el primer segundo de la espiración forzada.
- **Volumen espiratorio forzado a los seis segundos (FEV_6):** es el volumen exhalado cuando la espiración forzada alcanza los seis segundos. Se ha demostrado que su uso es comparable y presenta además una mayor reproducibilidad en comparación con el parámetro CVF (Vandevoorde, 2005).
- **Relación FEV_1/CVF :** es el porcentaje del volumen total exhalado durante el primer segundo. Su valor normal es superior al 70-75 % del valor teórico.
- **Relación FEV_1/FEV_6 :** es el porcentaje del volumen total exhalado durante el primer segundo de un volumen total de seis segundos. Además, este parámetro ha sido considerado como una alternativa válida de la relación FEV_1/CVF (Jing, 2009; Vandevoorde, 2005).

La Figura 2. 6 representa un ejemplo de una curva volumen-tiempo para la evaluación de la función pulmonar.

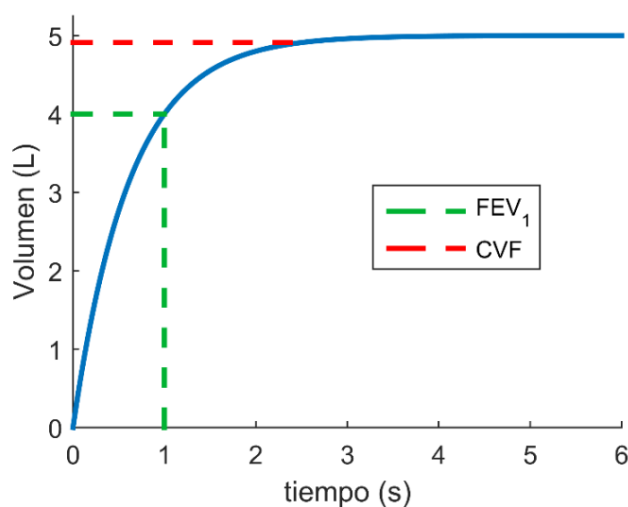


Figura 2. 6 Curvas volumen-tiempo durante registrada durante una espirometría forzada. Los principales parámetros FEV_1 y CVF son mostrados.

La espirometría constituye una herramienta fundamental para el diagnóstico de pacientes con EPOC, en donde el subdiagnóstico de la enfermedad es elevado, debido a la falta de un diagnóstico temprano de la enfermedad y de exámenes en sujetos de alto riesgo (Hill et al., 2010).

2.4.2 Otras técnicas de evaluación

A pesar de que la espirometría es la técnica de uso más extendida en la práctica clínica, existen otras técnicas más específicas que contribuyen a la valoración de la función pulmonar y complementan el diagnóstico de las enfermedades respiratorias. Estas pruebas incluyen la pletismografía corporal y las pruebas de reversibilidad broncodilatatoria para evaluar la mecánica respiratoria. Otras pruebas están basadas en el intercambio de gases e incluyen la difusión pulmonar de monóxido de carbono con respiración única, la medición del óxido nítrico exhalado, la gasometría arterial y oximetría de pulso. Además, se llevan a cabo pruebas de ejercicio como lo es la prueba de marcha de seis minutos, la prueba de ergoespirometría, entre muchas otras (Puente Maestú y García de Pedro, 2012; Vargas-Domínguez et al., 2011).

2.4.3 Parámetros ventilatorios

La actividad respiratoria se puede evaluar mediante el estudio del patrón respiratorio. Éste define la manera en la que cada persona respira. Se encuentra influenciado por la edad, el género y la condición física. El patrón respiratorio se puede caracterizar mediante los siguientes parámetros:

- **Frecuencia respiratoria (RR):** es la cantidad de respiraciones que una persona hace por un minuto. Es uno de los principales signos vitales. Sin embargo, es el signo vital que menos se registra en la práctica clínica y el que con mayor frecuencia es omitido en la documentación hospitalaria (Cretikos et al., 2008). Es un indicador temprano del deterioro fisiológico que varía en respuesta a la demanda metabólica e incrementa con la actividad física o el estado de una enfermedad. Existe evidencia de que una persona con una elevada RR (taquipnea) mayor a 20 respiraciones por minuto (bpm) se encuentre enferma, y por encima de los 24 bpm se encuentre en estado crítico (Cretikos et al., 2008). Por otra parte, si un individuo presenta una respiración anormalmente lenta (bradipnea), por debajo de 10 bpm puede deberse a los efectos de una droga o en pacientes con enfermedad pulmonar.
- **Tiempo inspiratorio (Ti):** es el tiempo que dura la inspiración.
- **Tiempo espiratorio (Te):** es el tiempo que dura la espiración.
- **Ciclo o período respiratorio (Ttot):** es el período de tiempo desde el inicio de una respiración hasta el comienzo de la siguiente. Además, es la suma de los tiempos Ti y Te.
- **Fracción inspiratoria (Ti/Ttot):** es la duración del Ti en relación al Ttot. Un incremento en el Ti/Ttot puede contribuir al desarrollo de la fatiga muscular respiratoria en sujetos con problemas de insuficiencia respiratoria (Bellemare y Grassino, 1982). Además, se ha demostrado que un incremento del Ti/Ttot aumenta la tasa de fatiga en el diafragma de forma progresiva (Kelsen y Nochmovitz, 1982). El valor del Ti/Ttot en sujetos sanos se encuentra alrededor de 0.42 (Tobin et al., 1988).

- **Ventilación por minuto (V_m):** es la cantidad de aire que entra o sale de los pulmones en un minuto. Se determina a partir del VC por la RR. Se ha estimado que para un adulto sano de unos 70 kg de peso y una RR entre los 12 a 15 bpm y un VC entre 500 y 600 ml, su V_m será de 6 a 9 L/min.
- **Flujo inspiratorio medio (VC/T_i):** se determina como el cociente entre el VC y el T_i .

En la Figura 2. 7 se muestran distintos ciclos respiratorios en una señal de volumen en donde el los números, 1, 2 y 3 representan el T_i , el T_e y el T_{tot} , respectivamente.

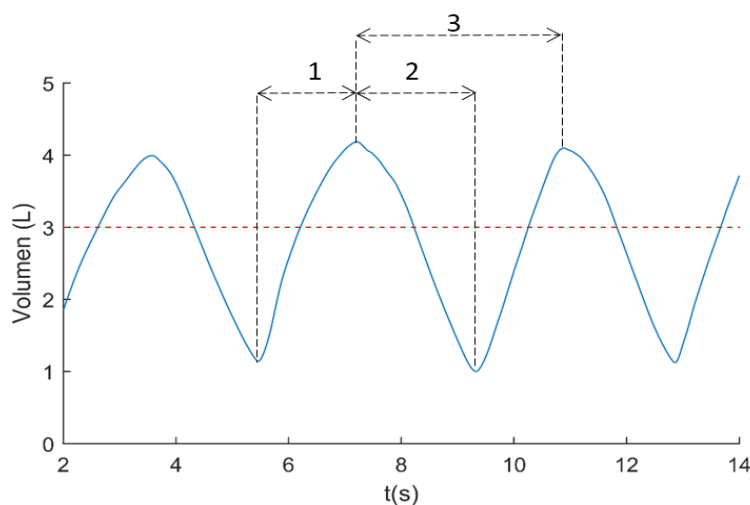


Figura 2. 7 Señal de volumen donde están representados: 1 - el tiempo inspiratorio. 2 - el tiempo espiratorio. 3 - el ciclo respiratorio.

2.5 Evaluación de la función muscular respiratoria

La evaluación de la función pulmonar respiratoria proporciona información esencial acerca de los volúmenes, las capacidades ventilatorias y el intercambio de gases a nivel pulmonar lo cual permite valorar la presencia o no de enfermedades respiratorias. Por otra parte, los músculos involucrados en la respiración y que contribuyen a la expansión de la caja torácica también pueden verse afectados por diferentes tipos de enfermedades. Al presentarse disnea (dificultad para respirar) en pacientes sin causa pulmonar aparente de sus síntomas, esta puede deberse a problemas en los músculos respiratorios (Mier-Jedrzejowicz et al., 1988). Es por ello que se requiere el uso de técnicas que evalúen la función muscular respiratoria junto a la función pulmonar (Mier-Jedrzejowicz et al., 1988; Polkey et al., 1995). El estudio de la función muscular respiratoria permite valorar la capacidad generada por los músculos respiratorios al llevarse a cabo una maniobra respiratoria. Existen una serie de pruebas o maniobras que permiten evaluar la función muscular respiratoria. En un documento conjunto publicado por la

Sociedad Torácica Americana y la Sociedad Respiratoria Europea se han definido estándares para las pruebas de la función pulmonar (ATS/ERS, 2002). Las principales pruebas para la evaluación de la función muscular respiratoria se basan en el estudio de:

- **La fuerza:** es la máxima capacidad contráctil que un músculo puede generar.
- **La resistencia:** es la capacidad de llevar a cabo una acción muscular específica durante un período de tiempo prolongado.
- **Fatiga:** es una condición que produce incapacidad de mantener una fuerza requerida para realizar una tarea. La fatiga muscular es reversible cuando el músculo entra en reposo (Enoka y Duchateau, 2008).
- **Debilidad:** es una condición en la cual el músculo no es capaz de generar la fuerza adecuada para realizar una tarea. La debilidad muscular es permanente no revierte con el reposo (Westerblad et al., 2010).

Varias técnicas han sido postuladas para poder evaluar la función muscular respiratoria.

Seguidamente se exponen algunas de las principales.

2.5.1 Métodos invasivos

2.5.1.1 Electromiografía

La electromiografía es el registro de la actividad eléctrica generada por los músculos durante una contracción (Merletti y Parker, 2004). Básicamente, las neuronas motoras emiten un impulso nervioso que desencadena una corriente eléctrica (potencial de acción) y que hace que todas las fibras musculares que inerva se exciten a través de un proceso de liberación de un transmisor químico (acetilcolina) y que se difunde entre las terminales del axón y las uniones neuromusculares. Esto genera un nuevo potencial de acción y hace que las fibras musculares pertenecientes a una misma unidad motora se contraigan de manera simultánea y por consiguiente se genere fuerza.

Los potenciales de acción de las fibras musculares tienen una velocidad de propagación (velocidad de conducción) de alrededor de 4 m/s en un rango de 3 a 5 m/s y que está relacionado con las dimensiones de las fibras y las propiedades de su membrana. La suma de potenciales de acción que originan las fibras de una unidad motora se le conoce como potencial de acción de la unidad motora. Al realizar una contracción muscular, la suma temporal y espacial de los potenciales de unidades motoras dentro de un área de registro se denomina señal electromiográfica (EMG).

Por otra parte, la fuerza que generan los músculos durante una contracción aumenta el número de unidades motoras activadas (reclutamiento) y la frecuencia de descarga (frecuencia de disparo). Las unidades motoras se reclutan siguiendo el principio de tamaño, esto es, las

unidades motoras se reclutan en un tamaño creciente. Al realizar una actividad con poca fuerza se activan las fibras de tipo I. A medida que la fuerza incrementa se reclutan y activan más unidades motoras tipo I y algunas de tipo IIa. En el caso de realizar una actividad que requiera fuerzas altas se reclutan también las fibras de tipo IIb. Además, se ha observado que la frecuencia de disparo mínima en contracciones voluntarias es de alrededor de 5 Hz, en contracciones donde la fuerza se incrementa de manera gradual y lenta (tipo rampa) se suelen alcanzar valores entre los 30 a 50 Hz mientras que para contracciones fuertes y rápidas, seguidas de una relajación (tipo balística), es posible encontrar valores hasta los 100 Hz (Duchateau y Enoka, 2011). Por lo tanto, el registro de la actividad EMG puede ser utilizado para evaluar la función muscular respiratoria.

Es importante resaltar que debido a las propiedades eléctricas de los músculos la actividad EMG puede ser evaluada y caracterizada a partir de los cambios registrados en su amplitud y en su frecuencia (Merletti y Parker, 2004).

- **Electromiografía intramuscular:** el registro de la señal EMG se puede llevar a cabo mediante la inserción directa de electrodos profundos o de aguja para el estudio de un músculo en particular. Estos electrodos son altamente selectivos (actividad localizada) debido a que su área de registro es bastante pequeña. Por lo tanto, su uso posibilita la identificación y el estudio de la actividad eléctrica de una o varias unidades motoras permitiendo así evaluar su integridad frente a diferentes miopatías (Merletti y Farina, 2009).

La EMG intramuscular ha sido objeto de estudio en diversos trabajos que evalúan la actividad eléctrica de los músculos intercostales externos (De Troyer et al., 2003), los intercostales internos paraesternales (Gandevia et al., 2006), el diafragma principalmente en su región costal (Bolton et al., 1992; Chen et al., 1996; Hodges y Gandevia, 2000; Podnar y Doorduyn, 2016; Saadeh et al., 1993) y la musculatura respiratoria accesorio (De Troyer et al., 1994).

Se ha demostrado mediante el estudio del análisis espectral en señales EMG invasivas del diafragma en sujetos sanos que su frecuencia media se encuentra entre los 117 a 350 Hz con un valor medio de 233 Hz (Chen et al., 1996). Sin embargo, debido a su naturaleza invasiva, el uso de esta técnica es incómoda y dolorosa para los pacientes, y conlleva el riesgo de producir un neumotórax (Podnar, 2013) sino se realiza de manera adecuada (Podnar y Doorduyn, 2016).

- **Electromiografía esofágica:** la actividad eléctrica del diafragma es registrada mediante un catéter de electrodo multipar posicionado a nivel del esófago. Este catéter de diseño especial tiene entre alrededor de nueve electrodos colocados en serie. Estos electrodos se combinan formando pares con una distancia entre electrodos de 3.2 cm con los que se

adquiere la señal EMG proveniente de la región crural del diafragma (Luo y Moxham, 2005). Como toda señal de origen bioeléctrico la actividad EMG del diafragma adquirida mediante electrodos esofágicos se encuentra influenciada por el ruido de línea eléctrica, artefactos de movimiento, peristaltismo del esófago, y la actividad cardíaca (Luo et al., 2008).

Por otra parte, el uso de los electrodos esofágicos ha encontrado un amplio abanico de aplicaciones en la clínica como lo es la evaluación del impulso neural respiratorio, la evaluación de la función diafragmática en pacientes bajo cuidados intensivos, y en el estudio de pacientes con trastornos respiratorios del sueño (Luo et al., 2008). Adicional, el uso de este tipo de catéteres ha hecho su incursión en el área tecnológica de la ventilación mecánica asistida. Los modernos modos de ventilación actuales como la ventilación asistida ajustada neuronalmente hacen uso de la actividad EMG proveniente del diafragma para el control del ventilador (Sinderby et al., 1999).

La señal EMG del diafragma permite evaluar el impulso neural del paciente proveniente del centro respiratorio. Dicho de esta manera, el grado de asistencia ventilatoria depende del esfuerzo respiratorio del paciente reflejado por su actividad EMG diafragmática. A pesar de su importancia, el uso del catéter esofágico puede no ser placentero para los pacientes ya que puede provocar regurgitación, aspiración y bradicardia vagal (ATS/ERS, 2002), además de que su uso puede no ser adecuado en ciertas condiciones clínicas (Murphy et al., 2011).

2.5.1.2 Medidas de presiones

El registro de la actividad eléctrica de la musculatura respiratoria brinda información adicional y complementaria a otro tipo de medidas que evalúan las características mecánicas del sistema respiratorio (Benditt, 2005; Gattinoni et al., 2004). Estas medidas se basan en el registro de las presiones generadas durante un esfuerzo respiratorio. Entre las principales medidas que podemos obtener se encuentran:

- **Presión esofágica:** es un reflejo de la presión pleural. Su medición requiere de un catéter con un balón que se infla en su extremo colocado aproximadamente en el tercio inferior del esófago al estar un sujeto en posición erguida.
- **Presión gástrica:** es un reflejo de la presión en la cavidad abdominal. Su medición requiere de un catéter colocado distalmente en el estómago.
- **Presión transdiafragmática:** refleja la presión generada por el diafragma y es calculada como la diferencia entre la presión gástrica de la esofágica. Durante la inspiración la presión pleural se hace más negativa mientras que la presión abdominal se hace más positiva.

El uso de estas técnicas han permitido el diagnóstico de la parálisis del diafragma, el estudio de trabajo ventilatorio durante ventilación mecánica, de la distensibilidad pulmonar y en otros tipos de medidas como la presión en la vejiga para la evaluación del síndrome compartimental abdominal (Benditt, 2005).

2.5.2 Métodos no invasivos

2.5.2.1 Presión en boca

Es uno de los parámetros más empleados para evaluar la función respiratoria debido a su sencillez al momento de ejecutar una maniobra respiratoria (ATS/ERS, 2002). La presión en boca es una medida global de la acción de todos los músculos involucrados en la respiración y no permite diferenciar entre ellos. El registro de la presión en boca puede ser de dos tipos:

- **Presión inspiratoria máxima (PIM):** es la máxima presión registrada durante la inspiración al realizar una inspiración forzada (maniobra de Mueller). Esta maniobra se registra desde un VR.
- **Presión espiratoria máxima (PEM):** es la máxima presión registrada durante la espiración al realizar una espiración (maniobra de Valsalva). Esta maniobra se registra desde la CPT.

La Figura 2. 8 muestra un registro de una PIM en donde se marca su valor máximo.

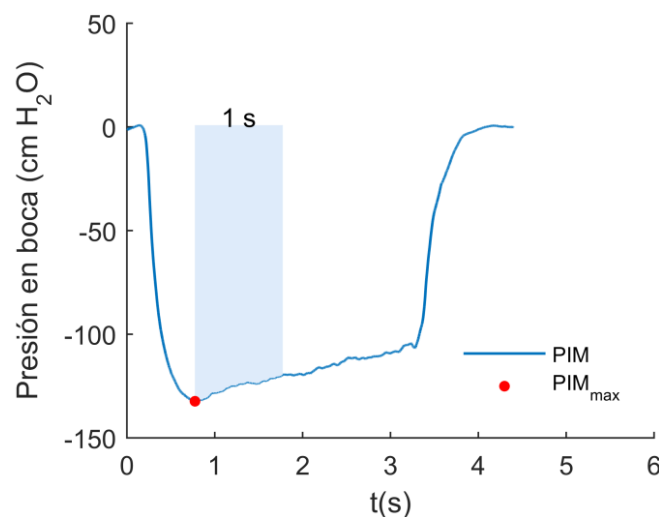


Figura 2. 8 Representación de una maniobra de presión inspiratoria máxima según (ATS/ERS, 2002).

La presión en boca se mide al respirar a través de un circuito ocluido permitiendo medir la presión generada mediante un manómetro o un transductor de presión. El circuito utilizado

debe tener un pequeño orificio que evita el cierre de la glotis al efectuar una PIM y que los músculos bucales generen presión durante una PEM (ATS/ERS, 2002). Por otra parte, es interesante resaltar que las medidas de presión en boca pueden variar según el tipo de boquilla a utilizar. El uso de una boquilla embridada da resultados de presión más bajos en comparación al uso de una boquilla de tubo (ATS/ERS, 2002; Evans y Whitelaw, 2009). Sin embargo, el uso de la primera es la que se recomienda debido a su fácil uso por parte de los pacientes. Es necesario mencionar que aspectos como la forma en la que se llevan a cabo las maniobras respiratorias, la motivación de los individuos y el efecto de aprendizaje de las maniobras incrementan el grado de variabilidad de estas pruebas.

En particular, para el registro de la PIM se recomienda que la presión inspiratoria alcanzada se sostenga alrededor de 1.5 s. Seguidamente, se calcula un valor promedio de la PIM a partir de del pico máximo detectado hasta 1 segundo después en presión meseta. Al menos tres PIM deben ser adquiridas para posteriormente tomar aquel valor máximo que varié menos de un 20 % (ATS/ERS, 2002).

El registro de las PIM y PEM es de utilidad clínica para evaluar la debilidad muscular respiratoria y representan la capacidad para generar fuerza de los músculos inspiratorios y espiratorios (Evans y Whitelaw, 2009). Los valores asociados a las PIM y PEM varían de manera considerable. Se ha indicado que valores de PIM mayores a 80 cmH₂O excluyen la presencia de debilidad muscular y que además valores mayores a 20 cmH₂O dan indicios de que un paciente puede ser exitosamente destetado de un ventilador mecánico (ATS/ERS, 2002). Además, los valores de las presiones respiratorias máximas dependen de factores como la edad o el sexo. En general, se ha encontrado que dependiendo de la edad la PIM y la PEM realizadas por los hombres son entre un 34 a 66 % y un 41 a 67 % mayores que las realizada por las mujeres, respectivamente (Evans y Whitelaw, 2009). Además, se ha sugerido que los valores medios de la PIM y la PEM disminuyen con el aumento de la edad. Por otra parte, se ha observado que los valores normales más bajos de la PIM se mantienen constantes a los 70 años de edad, siendo 60 cm H₂O en el caso de los hombres y 40 cm H₂O en las mujeres (Evans y Whitelaw, 2009).

2.5.2.2 Presión inspiratoria máxima en la nariz (SNIP)

Permite el estudio global de la fuerza generada por los músculos inspiratorios medidos al inhalar por la nariz (ATS/ERS, 2002). La SNIP es una maniobra forzada que se registra mediante un catéter especial que ocluye un orificio nasal y mientras se inhala de manera profunda con el orificio nasal abierto. La presión que se registra al realizar una SNIF brinda una medida aproximada de la presión esofágica (ATS/ERS, 2002). Esta se realiza además con la boca cerrada y partir de la CRF. Tanto la PIM como la SNIP se miden en un mismo estudio. Si

bien ambas técnicas permiten evaluar la función muscular respiratoria, éstas no son intercambiables pero si complementarias (Prigent et al., 2004). En comparación con la PIM, la SNIP posee la ventaja de ser una maniobra que se realiza de manera más natural, es más sencilla de entender, de medir, y tiene una buena reproducibilidad.

Además, la SNIP puede ser utilizada por sujetos que tengan algún tipo de debilidad facial (ATS/ERS, 2002). Por lo tanto, la SNIP puede ser considerada como la primera maniobra a utilizar para evaluar la debilidad de los músculos inspiratorios (Prigent et al., 2004). Sin embargo, esta maniobra se encuentra limitada cuando se realiza en sujetos que padecen congestión nasal, obstrucción nasal, EPOC, enfermedades neuromusculares severas debido a que puede conducir a estimaciones erróneas (Prigent et al., 2004).

2.5.2.3 Cargas inspiratorias incrementales

Este método permite incrementar la carga respiratoria de manera progresiva y controlada con el fin de evaluar la resistencia muscular respiratoria (ATS/ERS, 2002). El esfuerzo respiratorio generado es monitoreado de manera continua a través de la presión en boca. El sujeto debe respirar por medio de una boquilla conectada a una válvula de dos vías que permite separar el circuito inspiratorio del espiratorio. Durante esta prueba se imponen cargas incrementales cada 2 minutos (colocadas a la salida de la válvula) contra las que un individuo debe respirar y ser capaz de superarlas estableciéndose un flujo respiratorio. La presión inspiratoria en boca máxima o tolerable que sea alcanzada definirá el fin o claudicación de la prueba. La presión inicial en boca se calcula en base a un 30 o 40 % de la PIM mientras que los incrementos de carga deben producir un aumento en la presión en boca del 5 al 10 % de la PIM. Los pacientes deben ser capaces de generar una presión alrededor del 75 al 80 % de la PIM. A lo largo de la prueba el sujeto debe permanecer erguido y llevar un clip nasal para evitar fuga de aire de las fosas nasales.

2.5.2.4 Ventilación máxima voluntaria sostenida

Este método permite obtener un parámetro ventilatorio llamado ventilación máxima sostenida (VMS). La VMS es el valor de ventilación máxima que se puede mantener alrededor de 10 a 25 minutos. La VMS puede ser expresada como un porcentaje de la ventilación voluntaria máxima (VVM) que es el mayor volumen de aire que puede entrar y salir de los pulmones en un minuto por esfuerzo voluntario. La VVM se mide al respirar de manera profunda y lo más rápido posible entre 12 a 15 segundos. Se ha mostrado que la VMS registrada en sujetos normales puede alcanzar valores entre el 60 al 80 % de la VVM (ATS/ERS, 2002). Se han sugerido varias propuestas para la medición de la VMS entre las que podemos destacar (ATS/ERS, 2002):

- **Técnica de esfuerzo máximo:** el sujeto en estudio debe respirar a un valor alrededor del 70 al 90 % de su VVM. Para ello el sujeto sigue una guía de tipo visual durante 8 minutos. La VMS se calcula como el valor de ventilación medio alcanzado durante el último minuto.
- **Técnica de máxima incremental:** el sujeto en estudio respira a un 20 % de la VVM con incrementos del 10 % cada 3 minutos hasta que no pueda mantener la ventilación objetivo. El valor VMS se calcula a partir de los últimos 10 ciclos respiratorios de la máxima ventilación objetivo.

2.5.3 Estimulación del nervio frénico

Las técnicas anteriormente expuestas para la evaluación la función muscular respiratoria son de tipo volitivo, es decir, requieren de la colaboración de los sujetos. Debido a ello, es difícil realizar pruebas funcionales en pacientes cuya función diafragmática se encuentre severamente comprometida. Para evitar esta limitación se pueden llevar a cabo técnicas basadas en la estimulación del nervio frénico (ATS/ERS, 2002). La estimulación de nervio frénico permite valorar no solo la integridad del mismo sino también la propiedad contráctil del diafragma.

El diafragma se encuentra innervado por dos nervios frénicos, el derecho y el izquierdo. Estos son los encargados de transmitir los estímulos desde el centro respiratorio hasta el diafragma para que se dé el proceso respiratorio. Los nervios frénicos surgen de las raíces nerviosas C3, C4 y C5 de la médula espinal y atraviesan el cuello y el tórax para innervar al diafragma (Merrell y Kardon, 2013). El nervio frénico izquierdo atraviesa la parte muscular del diafragma innervando su superficie inferior principalmente a la izquierda. El nervio frénico derecho es más corto y atraviesa el tendón central del diafragma innervando su superficie inferior principalmente en el lado derecho. El nervio frénico es accesible a través del cuello y se puede estimular de manera transcutánea mediante (ATS/ERS, 2002):

- **Estimulación eléctrica:** el nervio frénico es estimulado mediante una corriente eléctrica. Permite estimular de manera selectiva el nervio frénico y el diafragma. Sin embargo, esta es una técnica difícil de realizar, incómoda y poco tolerable (dolorosa).
- **Estimulación magnética:** el nervio frénico es estimulado mediante un campo magnético. Es menos selectivo en comparación a la estimulación eléctrica, provocando la contracción no solo del diafragma sino además de las raíces de los nervios cervicales, lo que provoca la activación de los músculos de la caja torácica. A pesar de su menor selectividad, esta es una técnica que es más sencilla de realizar y más tolerable que la estimulación eléctrica.

La respuesta a la estimulación del nervio frénico puede medirse a partir de las presiones esofágicas, diafragmáticas y en boca, además del registro EMG. El uso de estas técnicas

presenta efectos adversos mínimos. Además de las técnicas antes mencionadas, el nervio frénico puede ser estimulado mediante electrodos de aguja, y utilizando implantes. Sin embargo, como se menciona en los lineamientos de la ATS/ERS el uso de electrodo de agujas es desaconsejado debido a su naturaleza invasiva lo que puede provocar hematomas o daños en el nervio frénico (ATS/ERS, 2002).

2.6 Enfermedades respiratorias

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estima que en 2012 murieron 56 millones de personas (OMS, 2014). Una de las principales causas es debido a enfermedades de tipo respiratorias. La Figura 2. 9 muestra un mapa mundial de la probabilidad de que un individuo entre los 50 a 74 años por país muera debido a enfermedades respiratorias crónicas (University of Washington, 2015). Se observa que la probabilidad de morir por este tipo de afecciones es mayor en países como Papúa Nueva Guinea y la India que presentan altos valores de probabilidad, de un 8.46 y 9.64 %, respectivamente, en relación al resto de los países (España: 1.02 %).

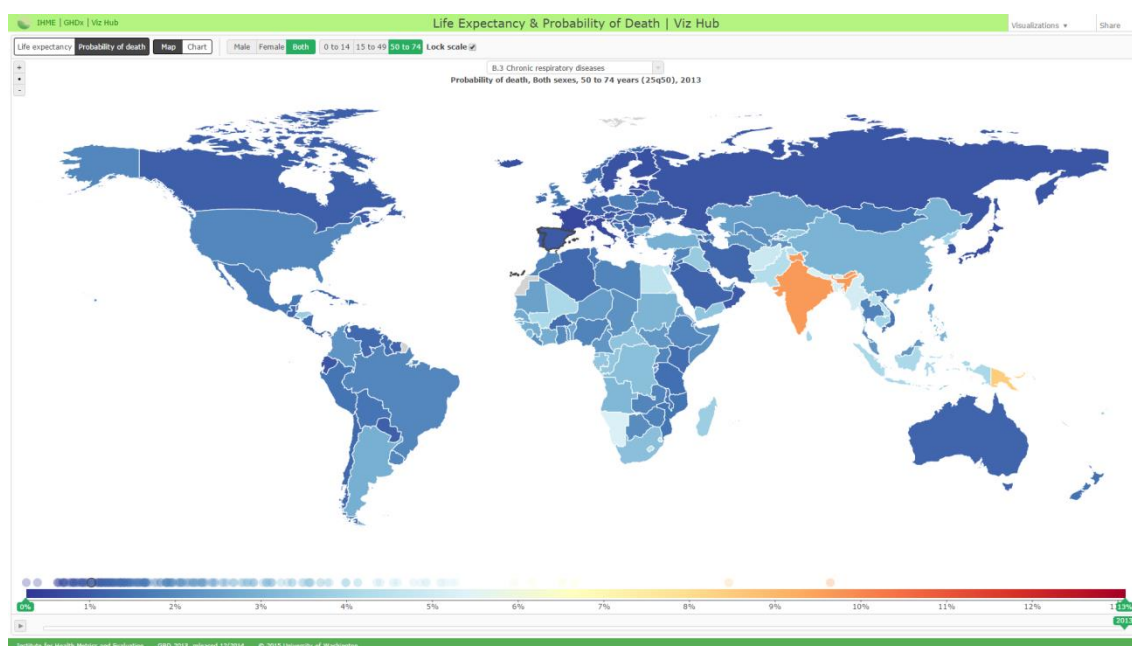


Figura 2. 9 Mapa del mundo con la probabilidad de morir por enfermedades respiratorias crónicas para ambos sexos entre los 50 a 74 años por país (Disponible en (University of Washington, 2015)).

El porcentaje de muertes atribuible a las enfermedades respiratorias proyectada para el 2015 y 2030 es de un 7.4 y un 8.5 % respectivamente según datos recientes de la OMS (OMS, 2013). Las enfermedades respiratorias crónicas afectan las vías aéreas y otras estructuras del pulmón. Éstas incluyen a la EPOC, el asma y otras enfermedades de origen respiratorio. Por

otra parte, dentro de las cuatro principales causas de mortalidad en el mundo se encuentran las cardiopatías isquémicas, los accidentes cerebrovasculares, la EPOC y las infecciones de las vías respiratorias inferiores como se muestra en la Figura 2. 10. Además, cada año aumenta el número de muertes debido a las enfermedades crónicas.

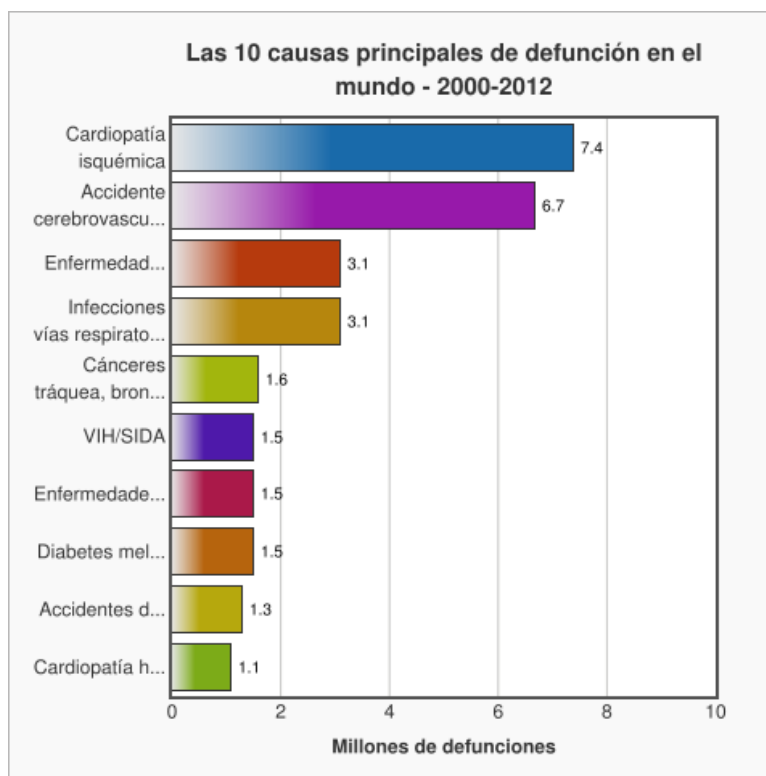


Figura 2. 10 Las 10 causas principales de defunción en el mundo desde el año 2000 hasta el 2012 (Disponible en (OMS, 2014)).

Dentro de estas enfermedades, a la EPOC se le atribuye casi 3.1 millones de defunciones, es decir un 5.6 % dentro de las principales causas de defunción en 2012 (OMS, 2014). En ese año, la EPOC ocupó el cuarto lugar entre las 10 causas principales de defunciones (OMS, 2014) y se proyecta que mantendrá esta posición para el 2030 (OMS, 2013). Cerca del 90 % de las defunciones por EPOC se producen en países de bajos y medianos ingresos.

La EPOC es una de las principales causas de morbilidad y mortalidad en el mundo y de gran importancia a nivel social, económico y sanitario. Ésta engloba a un grupo de afecciones que producen una obstrucción persistente del flujo de aire, generalmente progresiva causando dificultad para respirar. Es una enfermedad que no es reversible, subdiagnosticada y potencialmente mortal. Se produce principalmente por la exposición prolongada a sustancias irritantes. El principal factor de riesgo para desarrollar la EPOC es el tabaquismo en sujetos fumadores. Sin embargo, existen evidencias de que cerca de un 30 % de los pacientes con

EPOC nunca han fumado (GOLD, 2016). Otros factores de riesgo asociados a esta enfermedad son debidos a la inhalación de humo, exposición laboral a algunos tipos de polvos, vapores de productos químicos, contaminación del aire, combustibles de biomasa, contaminación del aire de interiores, infecciones de las vías respiratorias durante la infancia entre otros. La EPOC engloba las siguientes causas (GOLD, 2016; Postma et al., 2015):

- **Obstrucción de las vías aéreas:** llamada también bronquiolitis. En ella se produce un proceso inflamatorio y obstructivo de los bronquios con prevalencia de células inflamatorias asociadas a una obstrucción más severa del flujo respiratorio. Se considera que su aparición probablemente precede el desarrollo de enfisema pulmonar y que conduce a una enfermedad más grave.
- **Bronquitis crónica:** es la inflamación o irritación de los bronquios. Se caracteriza por la presencia de tos y expectoración (producción de esputo) casi todos los días durante más de tres meses en dos años consecutivos. Las paredes de los tubos bronquiales se inflaman y engrosan dificultando el poder expulsar el exceso de mucosidad.
- **Enfisema pulmonar:** se caracterizar por la destrucción del parénquima pulmonar. Debido al daño producido en las paredes de los alveolos éstos pierden su elasticidad y el aire dentro de ellos no puede espirarse completamente. Esto provoca que los alveolos se inflamen y que se obstruyan las vías respiratorias.

Entre los síntomas que produce la EPOC tenemos (GOLD, 2016):

- **Disnea:** es una sensación subjetiva de incomodidad, dificultad al respirar o falta de aire.
- **Tos:** de tipo crónica, es con frecuencia el primer síntoma que se desarrolla en la EPOC.
- **Producción de esputo:** debido al daño en las vías aéreas se produce un aumento en la producción de esputo por encima de lo normal. El color del esputo indica el desarrollo de una infección en los pulmones. La presencia de esputo purulento refleja una agudización de la enfermedad producto de una infección bacteriana.
- **Sibilancias y opresión en el pecho:** las sibilancias (sonidos agudos al respirar) son características al haber un estrechamiento de las vías aéreas siendo más evidente al exhalar que al inhalar. La opresión en el pecho es una sensación de constricción o rigidez del pecho al existir dificultad al respirar que puede derivarse de las contracciones isométricas de los músculos intercostales.
- **Características adicionales en pacientes severos:** otros problemas comúnmente encontrados en los pacientes con EPOC con un grado severo y muy severo de la enfermedad incluyen fatiga, pérdida de peso y anorexia. Además, se pueden presentar problemas relacionados al síncope por tos, hinchazón de los tobillos y síntomas de depresión y/o ansiedad.

2.6.1 Diagnóstico y clasificación de la EPOC en función del grado de severidad

Para confirmar la presencia de la EPOC al paciente se le debe practicar una espirometría forzada. Se considera una limitación del flujo respiratorio continuo si el cociente FEV_1/CVF después de inhalar un broncodilatador es menor de 0.70 (GOLD, 2016).

De acuerdo con el documento de la estrategia GOLD en su última versión del 2016 que reúne los principales aspectos diagnósticos y terapéuticos de la EPOC, ésta puede clasificarse en cuatro grados como se muestra en la Tabla 2. 1.

Tabla 2. 1 Clasificación de la gravedad de la limitación del flujo aéreo en pacientes con EPOC mediante espirometría, basado en FEV_1 post-broncodilatación (GOLD, 2016)

Grados	En pacientes con $FEV_1/CVF < 0.70$	
GOLD 1	Leve	$FEV_1 \geq 80 \%$ del valor de referencia
GOLD 2	Moderado	$50 \% \leq FEV_1 < 80 \%$ del valor de referencia
GOLD 3	Grave	$30 \% \leq FEV_1 \leq 50 \%$ del valor de referencia
GOLD 4	Muy grave	$FEV_1 \leq 30 \%$ del valor de referencia

2.6.2 Exacerbación de la enfermedad

Los pacientes con EPOC padecen de un empeoramiento agudo de los síntomas respiratorios conocido como exacerbación. La causa más frecuente de exacerbación es debida a infecciones virales o bacterianas del árbol bronquial. El mejor factor pronóstico de las exacerbaciones frecuentes (dos o más por año) es el antecedente de un episodio tratado. La hospitalización por una exacerbación de la EPOC está asociado a un pronóstico adverso con un mayor riesgo de muerte (GOLD, 2016).

2.6.3 Comorbilidades

Los pacientes con EPOC pueden padecer de otro tipo de alteraciones o trastornos que pueden tener un profundo impacto en su pronóstico. Entre las principales comorbilidades están: la enfermedad cardiovascular, la osteoporosis, la ansiedad, la depresión, el cáncer de pulmón, las infecciones, el síndrome metabólico, la diabetes, bronquiectasia, el deterioro de la función cognitiva entre otras (GOLD, 2016).

2.6.4 La EPOC y los músculos respiratorios

Como se ha mencionado, los pacientes EPOC presentan un incremento de la resistencia al flujo aéreo además de un aumento en la distensibilidad a nivel de los alvéolos, lo cual

dificulta que éstos logren vaciarse por completo durante la espiración y tener una recuperación elástica. Esta condición de atrapamiento aéreo se denominada en la clínica como hiperinsuflación pulmonar (Ferguson, 2006; GOLD, 2016). La hiperinsuflación puede ser de dos tipos (Ferguson, 2006):

- **Estática:** causada por una disminución en la elasticidad de los pulmones debido al enfisema. Este tipo de hiperinsuflación asociada con el enfisema pulmonar resulta modesta en pacientes EPOC excepto en los pacientes muy graves o en pacientes que presenten deficiencia de la α_1 antitripsina (proteína que protege de daño a los pulmones y su deficiencia grave aumenta el riesgo de sufrir enfermedad de los pulmones).
- **Dinámica:** ocurre ya sea de manera independiente o además de la hiperinsuflación estática y puede observarse en todo los niveles de severidad de la EPOC. Ésta se produce cuando un paciente comienza a inhalar antes de lograr una exhalación completa, y en consecuencia hace que en cada respiración quede atrapada cierta cantidad de aire en los pulmones.

2.6.5 La EPOC en los músculos respiratorios

El diafragma es el músculo que efectúa la mayor parte del trabajo durante la respiración. Al presentarse hiperinsuflación en pacientes EPOC se produce un acortamiento del diafragma viéndose afectada su función (De Troyer, 1997). La relación fuerza-longitud del diafragma se ve alterada lo que reduce su capacidad para generar presión (Mckenzie et al., 2009; Polkey et al., 1996; Similowski et al., 1991). También, el grado de hiperinsuflación puede variar en función de los cambios en la frecuencia respiratoria y cuando el tiempo que toma la espiración se reduce. Durante episodios de exacerbación de la EPOC los pacientes incrementan su frecuencia respiratoria y llegan a estar cada vez más hiperinsuflados, y de manera contraria, pueden llegar a estar menos hiperinsuflados si la frecuencia respiratoria se reduce (Ferguson, 2006).

Por otra parte, el diafragma se adapta a la condición de hiperinsuflación. Se ha reportado que a valores similares de hiperinsuflación la fuerza generada por el diafragma en pacientes con EPOC puede llegar a ser superior en comparación a los sujetos normales (Similowski et al., 1991). La función del diafragma en pacientes EPOC estables ha mostrado ser tan buena como la observada en sujetos normales a volúmenes similares. La fuerza del diafragma y en mayor medida su acción respiratoria es restaurada por diversos mecanismos de compensación, entre los que se pueden mencionar el entrenamiento por hipertrofia y la adaptación a la longitud (Similowski y

Derenne, 1994). Sin embargo, la capacidad del diafragma para aumentar el volumen pulmonar se reduce, y con el avance de la enfermedad el respirar llega a ser cada vez más dependiente de los músculos inspiratorios de la caja torácica (De Troyer, 1997).

La hiperinsuflación conduce a un incremento del trabajo respiratorio y por lo tanto a una mayor demanda energética. Debido al aumento en la carga de los músculos inspiratorios se produce un incremento de la presión inspiratoria media. En caso tal de que los requerimientos de energía no sean suficientes para compensar la demanda de energía se puede desarrollar fatiga muscular. Los pacientes con EPOC presentan dificultad para mantener durante un tiempo prolongado una presión mayor al 60 % de la máxima fuerza inspiratoria, valor considerado como el umbral para el desarrollo de fatiga. Ello limita a los pacientes a llevar a cabo sus actividades diarias (Río, 2007).

2.7 Referencias

- Aliverti, A., Cala, S.J., Duranti, R., Ferrigno, G., Kenyon, C.M., Pedotti, A., Scano, G., Sliwinski, P., Macklem, P.T., Yan, S., 1997. Human respiratory muscle actions and control during exercise. *Journal of Applied Physiology* 83, 1256-1269.
- ATS/ERS, 2002. ATS/ERS statement on respiratory muscle testing. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 166, 518-624.
- Bellemare, F., Grassino, A., 1982. Effect of pressure and timing of contraction on human diaphragm fatigue. *Journal of Applied Physiology* 53, 1190-1195.
- Benditt, J.O., 2005. Esophageal and gastric pressure measurements. *Respiratory Care* 50, 68-77.
- Bolton, C.F., Francois, G., Parkes, A., Shkrum, M., 1992. Needle electromyography of the diaphragm. *Muscle & Nerve* 15, 678-681.
- Buttler, P., Mitchel, W.M.A., C., H. (Eds.), 1999. *Applied Radiological Anatomy*. Cambridge University Press, Cambridge, UK.
- Chen, R., Collins, S.J., Remtulla, H., Parkes, A., Bolton, C.F., 1996. Needle EMG of the human diaphragm: Power spectral analysis in normal subjects. *Muscle & Nerve* 19, 324-330.
- Costa, D., Vitti, M., de Oliveira Tosello, D., Costa, R.P., 1994. Participation of the sternocleidomastoid muscle on deep inspiration in man. An electromyographic study. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 34, 315-320.
- Cretikos, M.A., Bellomo, R., Hillman, K., Chen, J., Finfer, S., Flabouris, A., 2008. Respiratory rate: the neglected vital sign. *The Medical Journal of Australia* 189, 657-659.
- de Andrade, a D., Silva, T.N.S., Vasconcelos, H., Marcelino, M., Rodrigues-Machado, M.G., Filho, V.C.G., Moraes, N.H., Marinho, P.E.M., Amorim, C.F., 2005. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 631-639.
- De Troyer, A., 1997. Effect of hyperinflation on the diaphragm. *European Respiratory Journal* 10, 708-713.
- De Troyer, A., Estenne, M., 1984. Coordination between rib cage muscles and diaphragm during quiet breathing in humans. *Journal of Applied Physiology* 57, 899-906.
- De Troyer, A., Gorman, R.B., Gandevia, S.C., 2003. Distribution of inspiratory drive to the external intercostal muscles in humans. *The Journal of Physiology* 546, 943-954.
- De Troyer, A., Kelly, S., Macklem, P.T., Zin, W.A., 1985. Mechanics of intercostal space and actions of external and internal intercostal muscles. *The Journal of Clinical Investigation* 75, 850-857.
- De Troyer, A., Kirkwood, P.A., Wilson, T.A., 2005. Respiratory Action of the Intercostal Muscles. *Physiological Reviews* 85, 717-756.
- De Troyer, A., Legrand, A., Gevenois, P.-A., Wilson, T.A., 1998. Mechanical advantage of the human parasternal intercostal and triangularis sterni muscles. *The Journal of Physiology* 513 (Pt 3), 915-925.
- De Troyer, A., Peche, R., Yernault, J.-C., Estenne, M., 1994. Neck muscle activity in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 150, 41-47.
- Duchateau, J., Enoka, R.M., 2011. Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system. *Brain Research* 1409, 42-61.
- Enoka, R.M., Duchateau, J., 2008. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The*

- Journal of Physiology 586, 11-23.
- Evans, J.A., Whitelaw, W.A., 2009. The assessment of maximal respiratory mouth pressures in adults. *Respiratory Care* 54, 1348-1359.
- Farina, D., 2006. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 34, 121-127.
- Feldman, J.L., Del Negro, C.A., Gray, P.A., 2013. Understanding the rhythm of breathing: so near, yet so far. *Annual Review of Physiology* 75, 423-452.
- Ferguson, G.T., 2006. Why does the lung hyperinflate? *Proceedings of the American Thoracic Society* 3, 176-179.
- Gandevia, S.C., Hudson, A.L., Gorman, R.B., Butler, J.E., De Troyer, A., 2006. Spatial distribution of inspiratory drive to the parasternal intercostal muscles in humans. *The Journal of Physiology* 573, 263-275.
- Gattinoni, L., Chiumello, D., Carlesso, E., Valenza, F., 2004. Bench-to-bedside review: chest wall elastance in acute lung injury/acute respiratory distress syndrome patients. *Critical Care* 8, 350-355.
- GOLD, 2010. Spirometry for health care providers. Global Initiative for Chronic Obstructive Pulmonary Disease.
- GOLD, 2016. Global Strategy for the Diagnosis, Management, and Prevention of Chronic Obstructive Pulmonary Disease. Updated 2016.
- Guyton, C.A., Hall, J.E., 2010. *Textbook of Medical Physiology*, 12th ed. Saunders Elsevier, Philadelphia.
- Hill, K., Goldstein, R.S., Guyatt, G.H., Blouin, M., Tan, W.C., Davis, L.L., Heels-Ansdell, D.M., Erak, M., Bragaglia, P.J., Tamari, I.E., Hodder, R., Stanbrook, M.B., 2010. Prevalence and underdiagnosis of chronic obstructive pulmonary disease among patients at risk in primary care. *Canadian Medical Association Journal* 182, 673-678.
- Hodges, P.W., Gandevia, S.C., 2000. Pitfalls of intramuscular electromyographic recordings from the human costal diaphragm. *Clin Neurophysiol* 111, 1420-1424.
- Jing, J., 2009. Should FEV₁/FEV₆ Replace FEV₁/FVC Ratio To Detect Airway Obstruction? *CHEST Journal* 135, 991-998.
- Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D., Appleton, D., 1973. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences* 18, 111-129.
- Karpati, G., 2010. *Disorders of Voluntary Muscle*, 8th ed, Disorders of Voluntary Muscle. Cambridge University Press, Cambridge.
- Kelsen, S.G., Nochomovitz, M.L., 1982. Fatigue of the mammalian diaphragm in vitro. *Journal of Applied Physiology* 53, 440-447.
- Legrand, A., Schneider, E., Gevenois, P.-A., De Troyer, A., 2003. Respiratory effects of the scalene and sternomastoid muscles in humans. *Journal of Applied Physiology* 94, 1467-1472.
- Luo, Y.M., Moxham, J., 2005. Measurement of neural respiratory drive in patients with COPD. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 146, 165-174.
- Luo, Y.M., Moxham, J., Polkey, M.I., 2008. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clinical Science* 115, 233-244.
- Mckenzie, D.K., Butler, J.E., Gandevia, S.C., 2009. Respiratory muscle function and activation in chronic obstructive pulmonary disease. *Journal of Applied Physiology* 107, 621-629.
- Merletti, R., Farina, D., 2009. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philosophical*

- Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences 367, 357-368.
- Merletti, R., Lo Conte, L.R., 1997. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 7, 241-250.
- Merletti, R., Parker, P.A., 2004. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, IEEE Press series in biomedical engineering. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey.
- Merrell, A.J., Kardon, G., 2013. Development of the diaphragm - a skeletal muscle essential for mammalian respiration. *FEBS J* 280, 4026-4036.
- Mier-Jedrzejowicz, A., Brophy, C., Moxham, J., Green, M., 1988. Assessment of diaphragm weakness. *The American Review of Respiratory Disease* 137, 877-883.
- Mizuno, M., 1991. Human respiratory muscles: fibre morphology and capillary supply. *European Respiratory Journal* 4, 587-601.
- Murphy, P.B., Kumar, A., Reilly, C., Jolley, C., Walterspercher, S., Fedele, F., Hopkinson, N.S., Man, W.D.-C., Polkey, M.I., Moxham, J., Hart, N., 2011. Neural respiratory drive as a physiological biomarker to monitor change during acute exacerbations of COPD. *Thorax* 66, 602-608.
- Nason, L.K., Walker, C.M., McNeeley, M.F., Burivong, W., Fligner, C.L., Godwin, J.D., 2012. Imaging of the Diaphragm: Anatomy and Function. *RadioGraphics* 32, E51-E71.
- OMS, 2013. Health statistics and information systems [WWW Document]. Projections of mortality and causes of death, 2015 and 2030. URL http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/projections/en/ (accedido 1.21.16).
- OMS, 2014. The top 10 causes of death [WWW Document]. The 10 leading causes of death in the world, 2000 and 2012. URL <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/es/> (accedido 1.21.16).
- Palisano, R.J., 2001. Human Skeletal Muscle Fiber Type Classifications. *Physical Therapy* 81, 1810-1816.
- Pellegrino, R., Viegi, G., V, B., Crapo, R.O., F, B., Casaburi, R., Coates, A., van der Grinten, C.P.M., Gustafsson, P., Hankinson, J., Jensen, R., Johnson, D.C., MacIntyre, N., McKay, R., Miller, M.R., Navajas, D., Pedersen, O.F., Wanger, J., 2005. Interpretative strategies for lung function tests. *European Respiratory Journal* 26, 948-968.
- Pickering, M., Jones, J.F.X., 2002. The diaphragm: two physiological muscles in one. *Journal of Anatomy* 201, 305-312.
- Podnar, S., 2013. Pneumothorax after needle electromyography of the diaphragm: a case report and critical analysis. *Clinical Neurophysiology* 34, 1243-1245.
- Podnar, S., Doorduyn, J., 2016. Safety of needle electromyography of the diaphragm: Anterior lung margins in quietly breathing healthy subjects. *Muscle & Nerve* 54, 54-57.
- Polkey, M.I., Green, M., Moxham, J., 1995. Measurement of respiratory muscle strength. *Thorax* 50, 1131-1135.
- Polkey, M.I., Kyroussis, D., Hamnegard, C.H., Mills, G.H., Green, M., Moxham, J., 1996. Diaphragm strength in chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 154, 1310-1317.
- Postma, D.S., Bush, A., van den Berge, M., 2015. Risk factors and early origins of chronic obstructive pulmonary disease. *The Lancet* 385, 899-909.
- Prigent, H., Lejaille, M., Falaize, L., Louis, A., Ruquet, M., Fauroux, B., Raphael, J.C., Lofaso, F., 2004. Assessing inspiratory muscle strength by sniff nasal inspiratory pressure. *Neurocritical Care* 1, 475-8.

- Puente Maestú, L., García de Pedro, J., 2012. Las pruebas funcionales respiratorias en las decisiones clínicas. *Archivos de Bronconeumología* 48, 161-169.
- Ratnovsky, A., Elad, D., 2005. Anatomical model of the human trunk for analysis of respiratory muscles mechanics. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 148, 245-262.
- Río, F.G., 2007. Importancia del atrapamiento aéreo en la EPOC. *Archivos de Bronconeumología* 41, 1-8.
- Rochester, D.F., 1985. The diaphragm: Contractile properties and fatigue. *Journal of Clinical Investigation* 75, 1397-1402.
- Saadeh, P.B., Crisafulli, C.F., Sosner, J., Wolf, E., 1993. Needle electromyography of the diaphragm: a new technique. *Muscle & Nerve* 16, 15-20.
- Shahgholi, L., Baria, M.R., Sorenson, E.J., Harper, C.J., Watson, J.C., Strommen, J. a., Boon, A.J., 2014. Diaphragm depth in normal subjects. *Muscle & Nerve* 49, 666-668.
- Similowski, T., Derenne, J.-P.H., 1994. Inspiratory muscle testing in stable COPD patients. *European Respiratory Journal* 7, 1871-1876.
- Similowski, T., Yan, S., Gauthier, A.P., Macklem, P.T., Bellemare, F., 1991. Contractile properties of the human diaphragm during chronic hyperinflation. *The New England Journal of Medicine* 325, 913-923.
- Sinderby, C., Navalesi, P., Beck, J., Skrobik, Y., Comtois, N., Friberg, S., Gottfried, S.B., Lindström, L., 1999. Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. *Nature Medicine* 5, 1433-1436.
- Suzuki, S., Suzuki, J., Ishii, T., Akahori, T., Okubo, T., 1992. Relationship of respiratory effort sensation to expiratory muscle fatigue during expiratory threshold loading. *The American Review of Respiratory Disease* 145, 461-466.
- Tobin, M.J., Mador, M.J., Guenther, S.M., Lodato, R.F., Sackner, M.A., 1988. Variability of resting respiratory drive and timing in healthy subjects. *Journal of Applied Physiology* 65, 309-317.
- Tortora, G.J., Derrickson, B., 2011. *Principles of Anatomy & Physiology*, 13th ed. John Wiley & Sons, Inc.
- Trevisan, M.E., Bouffleur, J., Soares, J.C., Haygert, C.J.P., Ries, L.G.K., Corrêa, E.C.R., 2015. Diaphragmatic amplitude and accessory inspiratory muscle activity in nasal and mouth-breathing adults: A cross-sectional study. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25, 463-468.
- University of Washington, 2015. Institute for Health Metrics and Evaluation [WWW Document]. Life Expectancy & Probability of Death. URL <http://vizhub.healthdata.org/le/> (accedido 1.23.16).
- Vandevoorde, J., 2005. FEV1/FEV6 and FEV6 as an Alternative for FEV1/FVC and FVC in the Spirometric Detection of Airway Obstruction and Restriction*. *CHEST Journal* 127, 1560-1564.
- Vargas-Domínguez, C., Gochicoa-Rangel, L., Velázquez-Uncal, M., Mejía-Alfaro, R., Vázquez-García, J.C., Pérez-Padilla, R., Torre-Bouscoulet, L., 2011. Pruebas de función respiratoria, ¿cuál y a quién? *Neumología y Cirugía de Tórax* 70, 101-117.
- Westerblad, H., Place, N., Yamada, T., 2010. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, en: *Muscle Biophysics: From Molecules to Cells*. Springer New York, pp. 279-296.
- Yasuma, F., Hayano, J.I., 2004. Respiratory Sinus Arrhythmia: Why Does the Heartbeat Synchronize with Respiratory Rhythm? *Chest Journal* 125, 683-690.

Capítulo 3

Señales mecanomiográficas y electromiográficas respiratorias de superficie

LA actividad muscular respiratoria puede ser evaluada a través de métodos invasivos y no invasivos. Los métodos invasivos han sido la primera elección por parte de los médicos en la evaluación de la función muscular respiratoria. A pesar de que estos métodos son de gran utilidad y las mediciones que se obtienen son válidas y confiables, su naturaleza invasiva conlleva a que su aplicación no sea placentera y en algunas ocasiones presente riesgos para el individuo, por lo cual su rango de aplicabilidad se encuentra limitado.

En la búsqueda de métodos no intrusivos y no invasivos que permitan valorar la función muscular se ha propuesto el estudio de la actividad mecánica y eléctrica muscular registrada sobre la piel.

Estos métodos han demostrado tener una mejor aceptación y mayor facilidad de uso en comparación a los métodos invasivos, sin desmejorar la calidad de las medidas en términos de reproducibilidad y sensibilidad. En este capítulo se exponen dos importantes técnicas para el estudio de la actividad muscular respiratoria. La primera técnica consiste en el registro de la actividad mecanomiográfica utilizando acelerómetros. Estos elementos permiten el registro de la actividad mecánica de alta frecuencia producida por la vibración lateral de las fibras musculares y también permite obtener la baja frecuencia debido al movimiento. La segunda técnica consiste en el registro superficial de la actividad electromiográfica, la cual es una puede ser vista como una medida global de la

contribución de los diferentes potenciales de acción generados por las fibras musculares. El registro no invasivo de la actividad músculos respiratorios será abordada en el desarrollo de los posteriores capítulos de la presente tesis.

En el capítulo 2 fueron descritas las principales herramientas útiles en la práctica clínica para el estudio de la función pulmonar y de la actividad muscular respiratoria. En el presente capítulo se exponen dos técnicas de gran interés para el estudio de la función muscular respiratoria: la mecanomiografía y la electromiografía de superficie, técnicas de naturaleza no invasiva que permiten evaluar la actividad mecánica y eléctrica muscular, respectivamente, y que han ganado en los últimos años una gran aceptación por parte de la comunidad médica.

3.1 La señal mecanomiográfica de superficie

El registro de la señal mecanomiográfica (MMG) de superficie refleja la actividad mecánica producida por los músculos esqueléticos debido a las oscilaciones laterales de baja frecuencia presentes durante una contracción muscular (Orizio, 1993). Considerada como la contraparte mecánica de la señal electromiográfica de superficie (EMG), se ha demostrado que el registro de la señal MMG refleja las oscilaciones que son debidas principalmente a los movimientos bruscos al inicio de la contracción muscular (genera una oscilación de gran amplitud), a pequeñas oscilaciones laterales que ocurren a la frecuencia de resonancia del músculo y por cambios dimensionales en las fibras activas de los músculos (Barry y Cole, 1990; Orizio et al., 2003).

La actividad vibratoria generada durante una contracción muscular está estrechamente relacionada con la actividad de las unidades motoras (Orizio et al., 2003). Durante una contracción las fibras musculares generan ondas de presión que son transmitidas y detectadas en la superficie de la piel. Por lo que la señal MMG puede ser considerada como la suma de la contribución individual de las unidades motoras, siendo esta suma no lineal (Orizio et al., 1996). Al ser un fenómeno de origen mecánico, la actividad MMG ha podido registrarse en distintos músculos de la anatomía, mediante el uso de acelerómetros, sensores piezoeléctricos, sensores de distancia láser y micrófonos, siendo el primero de ellos el de uso más extendido (Islam et al., 2013a, 2013b). En la Figura 3. 1 se ilustra el uso de un acelerómetro posicionado sobre el músculo bíceps utilizado para el registro de la actividad MMG durante una contracción.

Adicionalmente, y gracias a los avances en el área de la instrumentación, ha sido posible el estudio en dos dimensiones de la actividad MMG usando un arreglo de acelerómetros (Cescon et al., 2007). Esto ha permitido evaluar la distribución topográfica de la actividad MMG registrada sobre la superficie de la piel y generada por la actividad de las unidades motoras en contracciones voluntarias (Cescon et al., 2007). Mediante el uso de mapas de

aceleración y desplazamiento ha sido posible observar la dependencia espacial de la actividad individual de las unidades motoras (Cescon et al., 2007).

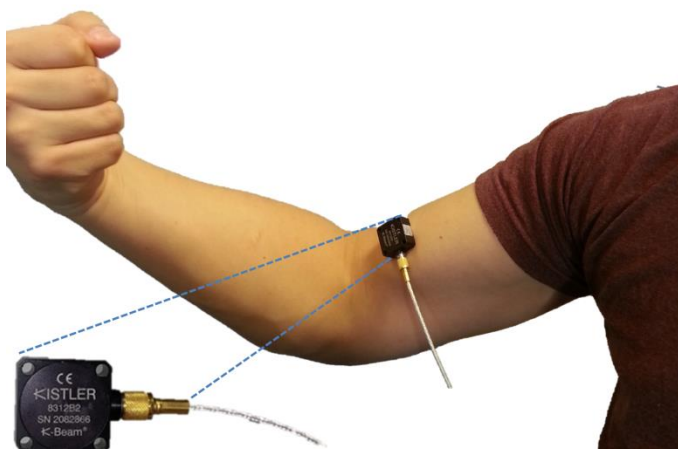


Figura 3. 1 Acelerómetro posicionado en el músculo bíceps utilizado para el registro de la actividad mecanomiográfica (MMG) de superficie.

Por otra parte, se ha demostrado que el contenido espectral de la señal MMG se encuentra en el rango de los 5 a 50 Hz mientras que la mayor parte de su energía se concentra entre los 10 a 25 Hz (Orizio et al., 1990). La actividad MMG ha sido objeto de estudio al efectuarse contracciones isométricas y dinámicas (Madeleine et al., 2001). En estudios durante contracciones isométricas, generalmente se realiza una contracción voluntaria isométrica máxima (MCV) que proporciona un valor de referencia del máximo esfuerzo generado por el músculo de interés y que además permite normalizar la actividad de las señales EMG/MMG registradas.

En estudios del músculo bíceps se ha observado un incremento no lineal de la actividad MMG con el aumento de la fuerza hasta alcanzar un valor del 80 % de la MCV, para posteriormente mostrar una disminución de su actividad al alcanzar el 100 % de la MCV (Orizio et al., 1989). Este aumento en la fuerza puede ser debido al incremento en el reclutamiento y la frecuencia de disparo de las unidades motoras mientras que la disminución de la fuerza puede estar asociada a la alta tasa de la frecuencia de disparo de las unidades motoras y la modificación en la rigidez muscular que limitan las ondas de presión generadas por los cambios dimensionales de las fibras activas (Orizio et al., 1989). Además, el contenido frecuencial de la señal MMG muestra aumento con el incremento del esfuerzo muscular (Orizio et al., 1990). El contenido en frecuencia de la señal MMG está estrechamente relacionado con la frecuencia de resonancia del músculo (Barry y Cole, 1990), que a su vez se ve afectada por la rigidez muscular (Barry y Cole, 1990; Dobrunz et al., 1990). Asimismo, el contenido frecuencial puede verse afectado por el número de unidades motoras activadas, la frecuencia de disparo de las

unidades motoras, densidad del tejido, elasticidad, temperatura y fenómenos de reflexión y refracción en la interfaz del tejido (Orizio, 1993).

En esta misma línea, la actividad MMG ha sido evaluada durante contracciones dinámicas. Se ha afirmado que la señal MMG puede ser utilizada como una herramienta para el estudio de las estrategias de control motor de los músculos (Beck et al., 2007). Se ha mostrado que a bajas velocidades las fibras musculares de tipo I y II contribuyen al movimiento producido por los músculos. Al incrementar la velocidad, las fibras tipo I no son capaces de contraerse de forma rápida para mantener la velocidad alcanzada, por lo que es probable que su contribución se reduzca resultando en un aumento de la frecuencia media de la señal MMG.

En relación a las contracciones de tipo excéntricas, se ha sugerido que hay una disminución en el reclutamiento de las fibras tipo I y un reclutamiento selectivo de las fibras tipo II con el incremento de la velocidad, lo cual pudiese influir en el aumento de la frecuencia media de la señal MMG (Beck et al., 2007). Sin embargo, es importante resaltar que la frecuencia media de la señal MMG no siempre incrementa con la velocidad al realizarse contracciones concéntricas y excéntricas. Esto sugiere que la frecuencia media puede no verse influenciada por cambios de la frecuencia de disparo global. La respuesta de la frecuencia media con el incremento de la velocidad puede estar influenciada por los tipos de fibra que conforman el músculo (Beck et al., 2007).

Por otra parte, la señal MMG puede ser utilizada como un indicador de la fatiga muscular lo cual complementa la información obtenida a través de la señal EMG (Shinohara y Sjøgaard, 2006). En estudios de fatiga, la señal MMG ofrece información acerca de los cambios en la actividad de las unidades motoras y de los cambios en las propiedades mecánicas del músculo como la presión intramuscular. Se ha observado que la amplitud de la señal MMG incrementa en contracciones a baja carga sin presentar cambios en su contenido frecuencial. Los anterior ofrece una clara ventaja en relación a la señal EMG, ya que en contracciones sostenidas a baja carga no siempre se presenta un incremento de amplitud o variaciones en su contenido frecuencial (Shinohara y Sjøgaard, 2006). Asimismo, se ha sugerido que las contracciones sostenidas a baja carga pueden inducir a un descenso en la fuerza a MCV que persiste por un largo período de tiempo después de realizar contracciones sostenidas a muy baja carga (entre 10 al 30 % de la MCV). Las propiedades de la señal MMG han sido estudiadas al realizar contracciones bajas al 10 % de la MCV luego de un período de recuperación de la fatiga, tras haber realizado contracciones al 10 y al 30 % de la MCV y durante protocolos de contracción sostenida e intermitente. En general se ha observado un incremento en la amplitud de la señal MMG pasados 10 y 30 minutos de recuperación de la fatiga. Se ha sugerido que el mecanismo implicado para producir fuerza en las contracciones de baja carga estudiadas implica el reclutamiento de nuevas unidades motoras a pesar de la disminución en la fuerza. Como resultado, se presenta un mecanismo de reclutamiento y disminución en la frecuencia de disparo

de las unidades motoras que se refleja en un aumento de la amplitud de la señal MMG (Shinohara y Søgaard, 2006).

3.2 Señal mecanomiográfica respiratoria

La señal MMG ha permitido profundizar en las propiedades mecánicas que poseen los músculos esqueléticos en diferentes condiciones físicas y en presencia de enfermedades de origen neuromuscular (Islam et al., 2013b). Su uso se ha extendido al estudio de la actividad mecánica de los músculos respiratorios como herramienta de apoyo para la evaluación de la función muscular respiratoria. Los principales músculos respiratorios en donde se ha registrado la señal MMG son: en la zona de aposición del diafragma (Alonso et al., 2011; Petitjean y Bellemare, 1994; Sarlabous et al., 2015, 2014, 2013; Torres et al., 2004), el esternocleidomastoideo, (Alonso et al., 2011, 2007; Mañanas et al., 2000), y el geniogloso (Alonso et al., 2011, 2007), siendo el primero de ellos el de mayor objeto de estudio.

El diafragma, al igual que el resto de los músculos esqueléticos vibra lateralmente al contraerse. En particular, el registro no invasivo de la actividad mecanomiográfica del diafragma (MMGdi) ha sido estudiado en modelo animal (Sarlabous et al., 2013; Torres et al., 2004). Además, su uso ha posibilitado la evaluación del diafragma durante la estimulación del nervio frénico (Petitjean y Bellemare, 1994), la evaluación del esfuerzo muscular respiratorio en sujetos sanos (Sarlabous et al., 2014), en pacientes con síndrome de apnea obstructiva del sueño (Alonso et al., 2011) y en el estudio de la eficiencia mecánica en los músculos respiratorios en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), (Sarlabous et al., 2015).

La actividad MMGdi está compuesta por una componente de baja y alta frecuencia.

- **Componente de baja frecuencia:** refleja la excursión de la caja torácica durante la respiración debido a la contracción del diafragma. Esta componente de baja frecuencia es modulada en amplitud y en frecuencia debido al movimiento respiratorio. Se encuentra en el rango de 0 a 5 Hz.
- **Componente de alta frecuencia:** contiene vibración muscular durante una contracción y representa la activación de las fibras musculares del diafragma durante la inspiración. Se encuentra en el rango de 5 a 25 Hz (Sarlabous et al., 2013).

En la Figura 3.2 se muestra (a) un segmento de la señal MMGdi registrada durante una respiración forzada. Al filtrar la señal MMGdi utilizando un filtro pasa bajos con una frecuencia de corte de 5 Hz se observa claramente la actividad a baja frecuencia asociada al movimiento de la caja torácica. Asimismo, al filtrar la señal MMGdi utilizando un filtro pasa altos con una frecuencia de corte de 5 Hz, se observa la actividad vibratoria de la señal MMGdi durante la inspiración (parte positiva). Los registros MMGdi están afectados por cambios en la línea de base, artefactos de movimientos, y principalmente por la influencia de ruido estructurado de tipo

impulsivo. En particular este último aparece en los registros de la señal MMGdi, afectando su contenido espectral. Este tipo de ruidos pueden ser debido a movimientos súbitos o bruscos durante una adquisición y se caracterizan por ser de corta duración y de gran amplitud (Sarlabous et al., 2013). Además, se ha observado que pueden aparecer al inicio y al final de la inspiración (Sarlabous et al., 2013). Su presencia limita la evaluación de las señales MMGdi debido a que son persistentes incluso al filtrarse la señal MMGdi. Además se ha demostrado que los ruidos impulsivos afectan el desempeño de los estimadores clásicos de amplitud.

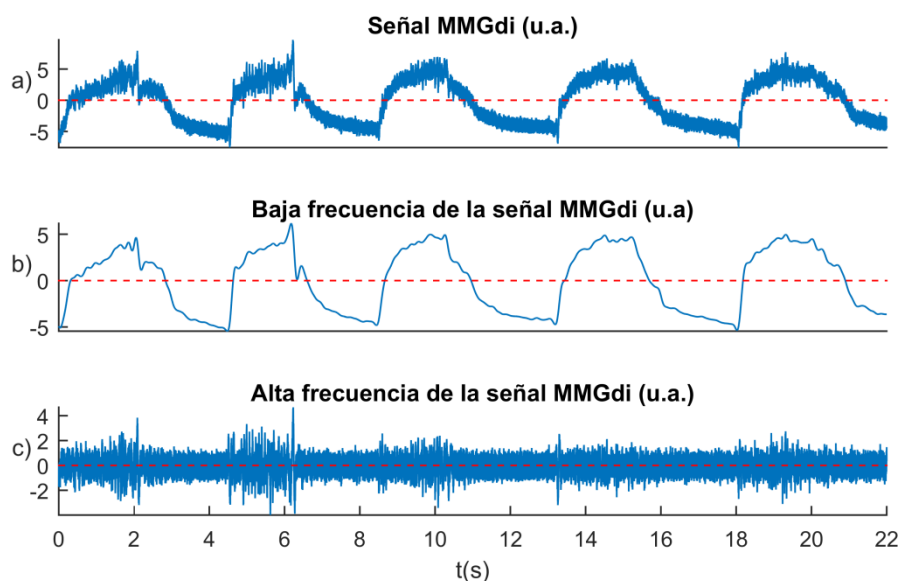


Figura 3.2 Registro de la señal MMGdi. (a) Señal MMGdi original, (b) señal MMGdi filtrada paso bajo a 5 Hz, (c) señal MMGdi filtrada paso alto a 5 Hz.

Por otro lado, el contenido de baja frecuencia de la señal MMGdi también se ve afectado por los ruidos descritos anteriormente siendo los artefactos debido al movimiento los más problemáticos. Este tipo de ruido es difícil de eliminar incluso filtrando la señal por debajo de los 5 Hz, distorsionando el contenido a baja frecuencia de la señal MMGdi e imposibilitando su evaluación de forma apropiada.

En la Figura 3.3 se muestra un segmento de señal registrada con distintos ciclos respiratorios correspondientes a (a) la señal de flujo respiratorio en boca y la baja frecuencia de la señal MMGdi registrada en (b) el lado izquierdo y (c) el lado derecho del tórax mediante el uso de acelerómetros en un sujeto sano durante una respiración sin carga. Ambas señales MMGdi fueron filtradas por debajo de los 5 Hz. A partir de la señal de flujo respiratorio se puede observar que el patrón respiratorio fue regular. Sin embargo, la baja frecuencia de la señal MMGdi izquierda y derecha se vio afectada por artefactos debido al movimiento por la corrección de la postura, entre los segmentos de 6.3 a 9 segundos y de 15 a 20 segundos. Por lo tanto, la extracción de información en aquellos segmentos distorsionados es limitada.

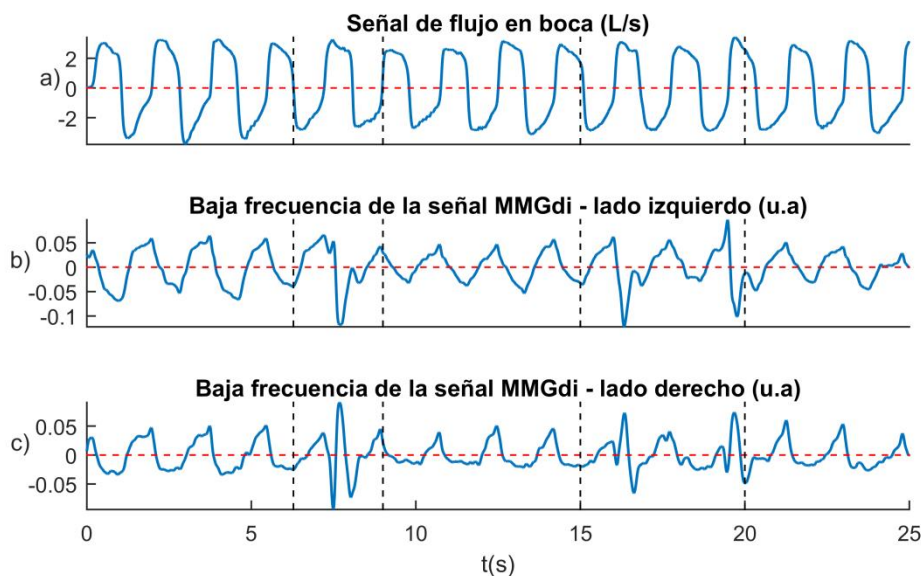


Figura 3.3 Registro de la (a) señal de flujo en boca, y la baja frecuencia de la señal MMGdi registrada en (b) el lado izquierdo y (c) el lado derecho del tórax.

Como se ha mencionado anteriormente, existen una variedad de elementos que permiten registrar la actividad mecánica muscular siendo los acelerómetros lo de mayor uso. Su expansión hasta la fecha ha sido debida a la mejoras tanto en su diseño como en su desempeño, lo que le ha permitido encontrar uso en diversas aplicaciones biomédicas (Islam et al., 2013b), (Hu et al., 2014).

Al ser un dispositivo de contacto que registra pequeños desplazamientos sobre la superficie de la piel, es importante conocer algunos aspectos técnicos que permitan su adecuada selección en función de la aplicación a desarrollar. Entre sus principales características a considerar están: el tamaño y peso, aceleración mínima detectable, ruido y sensibilidad; y el ancho de banda de trabajo (Hu et al., 2014). El tomar en cuenta estas especificaciones permite encontrar un balance entre la comodidad y reducir la sensibilidad frente artefactos.

Los acelerómetros pueden dividirse en dos categorías. Aquellos basados en sistemas microelectromecánicos. Estos son pequeños y ligeros pero que no pueden detectar muy pequeñas vibraciones. Acelerómetros de fabricación convencional. Son de mayor tamaño, más pesados, pero que presentan una elevada sensibilidad. Adicional, los diseños actuales permiten registrar la aceleración en las tres dimensiones del plano cartesiano lo cual permite obtener una mejor representación de la dinámica respiratoria. Esto ha permitido su implementación en tecnologías móviles para el cuidado de la salud, en particular teléfonos inteligentes y diversos accesorios (Dobkin, 2003). La popularización del uso de los dispositivos móviles debido principalmente a su bajo costo ha dado paso a que nuevos estudios se lleven a cabo fuera de los entornos hospitalarios. Otras modalidades para el registro del movimiento respiratorio

ampliamente estudiadas y que son clasificadas de acuerdo al contacto o no con el cuerpo humano son (Al-Khalidi et al., 2011):

- **Con contacto:** acústicas (micrófonos), flujo de aire (cánulas o termistores oronasales, transductores de presión nasal, sensores de dióxido de carbono (CO_2)), detección del movimiento en el pecho y el abdomen (pletismografía de inductancia respiratoria, sensor medidor de deformación), monitor de CO_2 transcutáneo, saturación arterial de oxígeno (sondas de oximetría), derivación de la respiración a través de la señal electrocardiográfica (ECG).
- **Sin contacto:** monitoreo de la respiración mediante radar, métodos ópticos (red en fibra, cámaras), métodos térmicos (sensores térmicos, imágenes termográficas).

Los sistemas basados en el uso de acelerómetros como elementos de medición han permitido monitorear distintas señales fisiológicas de manera móvil, continua, a un bajo costo y de forma no obstructiva (Hu et al., 2014). En un estudio en sujetos sanos y en pacientes en reposo se registró la actividad respiratoria utilizando un acelerómetro triaxial (Bates et al., 2010). Ello permitió calcular la velocidad angular de la respiración la cual fue validada con la señal de un giroscopio. Además, la señal derivada de la aceleración tuvo una alta correlación al ser comparada con la señal de la presión nasal. También, la señal respiratoria obtenida permitió la extracción de la frecuencia respiratoria, demostrando que el uso de acelerómetros resulta adecuado para el monitoreo de la respiración (Bates et al., 2010). En un trabajo similar llevado a cabo en sujetos sanos que realizaron diferentes tipos de actividad física, el patrón respiratorio y los niveles de actividad física fueron monitoreados utilizando un sistema basado en un acelerómetro triaxial (Mann et al., 2011). El dispositivo fue colocado en la intersección del margen costal y línea medio clavicular ya que se ha observado de manera experimental que esta posición permite el registro de una señal respiratoria robusta y por lo tanto, permitiendo estimar la frecuencia respiratoria. Los autores sugieren que el registro simultáneo de la actividad física y la respiración beneficiaría el monitoreo de pacientes con EPOC, en particular cuando estos presenten períodos de exacerbación de la enfermedad (Mann et al., 2011). En este sentido, el uso de estos elementos de sensado permitirían realizar un monitoreo domiciliario de los pacientes con EPOC.

En un estudio preliminar, la actividad respiratoria fue registrada en sujetos sanos colocando un acelerómetro a nivel de la clavícula izquierda y otro sobre el esternón (Pitts et al., 2013). Se demostró que el registro de la respiración sobre la clavícula produce señales de mayor amplitud en comparación a los registros realizados sobre el esternón. Los autores proponen que el monitoreo de la respiración sobre la clavícula podría beneficiar a los pacientes que sufren dificultades respiratorias como los pacientes con EPOC ya que les proporcionaría una herramienta para monitorear la respiración a un bajo costo además de proporcionar una alerta

temprana en exacerbaciones agudas o cuando se presenten infecciones respiratorias graves (Pitts et al., 2013).

Por otro lado, el uso de parches que integran no solo acelerómetros sino también electrodos de superficie para el registro de la señal ECG y termistores, en conjunto, facilitarían el monitoreo remoto de larga duración en pacientes con diferentes padecimientos (Selvaraj, 2014). Este tipo de parches, colocados en distintas partes del pecho, se han probado en pacientes con artritis, asma, enfermedades cardiovasculares, EPOC, hipertensión, hipotiroidismo y apnea del sueño. El registro de la actividad respiratoria utilizando estos parches inalámbricos ha permitido la obtención de la frecuencia respiratoria, cardíaca y temperatura corporal. Este tipo de dispositivos inalámbricos permitiría la transmisión de los cambios en los signos vitales registrados, reduciendo los costos que conllevaría el monitoreo hospitalario y ayudando a que las consultas médicas sean más efectivas, ya que se proporcionarían una mayor información clínica al personal médico previo a la visita médica (Selvaraj, 2014).

3.3 Electromiografía de superficie

La electromiografía de superficie (sEMG) es una técnica que consiste en el registro no invasivo de la actividad eléctrica de los músculos mediante el uso de electrodos de superficie (Merletti y Parker, 2004). La evaluación de la actividad sEMG permite el estudio de la función muscular de manera global. En comparación a los registros intramusculares, el registro de la señal sEMG tiene la ventaja de que el área de estudio se puede preparar sin poseer un alto conocimiento técnico y los protocolos para su adquisición son fáciles de realizar. Además, el uso de electrodos de superficie evitan el dolor y la incomodidad producida por los electrodos de aguja. Al estar sujetos a la piel, los electrodos de superficie aseguran siempre un registro en la zona deseada, en comparación con los electrodos de aguja, que con un ligero movimiento varían su posición, alterando las características de los potenciales de acción registrados (Merletti y Farina, 2009).

Sin embargo, los registros sEMG son menos selectivos debido a que no son capaces de extraer de manera directa información a nivel de las unidades motoras. Además, el contenido frecuencial de los registros sEMG es menor en comparación al de los registros intramusculares y la evaluación de musculatura profunda es limitada (Merletti y Farina, 2009). La tecnología desarrollada para el registro no invasivo de la actividad sEMG ha tenido importantes avances, lo que ha impulsado cada vez más su uso. Al respecto, la evaluación de la actividad sEMG ha arrojado resultados prometedores que han puesto en evidencia su posible uso en entornos clínicos para detectar la presencia de enfermedades neuromusculares y como una herramienta complementaria a la electromiografía intramuscular (Meekins et al., 2008).

Las diferentes propiedades de la señal sEMG se ven afectadas por la manera en que se registre. Es por ello que se originó una iniciativa europea conocida como SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) que proporciona recomendaciones para el registro de la señal sEMG (Hermens et al., 1999). En ella se tratan diferentes aspectos que van desde la fabricación de los electrodos hasta la posición sobre el músculo a valorar (Hermens et al., 2000). Entre las principales consideraciones que se deben tomar al momento de registrar la actividad sEMG están:

- **Configuración de los electrodos:** puede ser de tipo monopolar, bipolar (configuración diferencial simple) o de un arreglo de electrodos. De todas las configuraciones, la más utilizada es la bipolar.
- **Material:** se refiere al material de confección del electrodo que forma la capa de contacto con la piel y que permite que haya una baja impedancia eléctrica entre la piel y el electrodo. La mayor parte de los electrodos son de Ag/AgCl, Ag, Au y de otros materiales como estaño o acero inoxidable.
- **Forma y tamaño del electrodo:** estos pueden ser de geometría circular, rectangular, cuadrada, u oval. Los más utilizados son los electrodos circulares, seguidos de los electrodos rectangulares. En el caso de los electrodos circulares se prefiere que tengan un diámetro entre 8 y 10 mm.
- **Distancia entre electrodos:** es quizás uno de los parámetros más importantes a tomar en cuenta. Se define como la distancia de centro a centro entre la zona conductora de dos electrodos en configuración bipolar. Se sugiere el uso de una distancia entre electrodo de 20 mm. En músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar $\frac{1}{4}$ de la longitud de las fibras, de manera tal que se eviten los efectos producidos por los tendones y las terminaciones de las fibras musculares.
- **Preparación de la piel:** se recomienda afeitarla, frotarla con un abrasivo o una combinación de éstas. La limpieza de la piel se puede hacer con alcohol, etano, éter o acetona o una mezcla de los productos anteriores o también utilizar un gel de limpieza.
- **Localización y orientación de los electrodos sobre el músculo:** este tópico corresponde al uso de electrodos en configuración bipolar. La estrategia para su colocación depende del músculo a valorar. Debido a su importancia, la SENIAM ha elaborado directrices para la ubicación de los sensores en 27 músculos individuales. Son varias las estrategias a considerar al momento de colocar los electrodos de superficie sobre la piel (Mesin et al., 2009). En general, estas se refieren a la colocación de los electrodos sobre el centro o el bulto más prominente del músculo o en algún sitio entre la zona de innervación y el tendón distal.

Como se mencionó, la señal sEMG se ve afectada por la posición de los electrodos respecto a las zonas de inervación y de los tendones, donde el espectro de la señal sEMG se desplaza hacia altas frecuencias (Merletti et al., 1999).

Por otra parte, se ha mejorado la estandarización de la posición de electrodos en configuración bipolar para el registro de la señal sEMG en 33 músculos (Beretta Piccoli et al., 2014). Sin embargo, es importante resaltar que para la evaluación de la actividad muscular respiratoria principalmente en el torso no existe un estándar que recomiende el registro de la señal sEMG. En la Figura 3. 4 se ilustra la colocación de un par de electrodos de disco en configuración bipolar, posicionados sobre el músculo bíceps para el registro de la actividad sEMG durante una contracción.

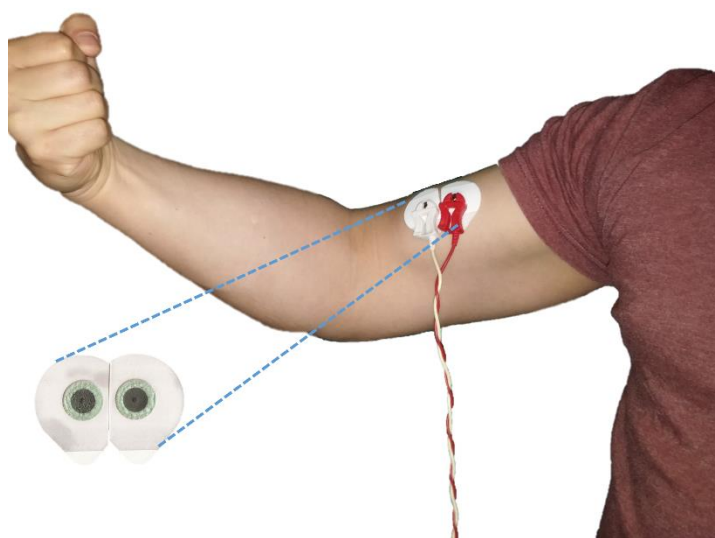


Figura 3. 4 Electrodos de disco en configuración bipolar posicionados en el músculo bíceps utilizado para el registro de la actividad electromiográfica de superficie (sEMG) durante una contracción.

Una característica importante que posee la señal sEMG es que su ancho de banda se localiza entre 0 y 400 Hz (Basmajian y De Luca, 1985). Como la mayoría de las señales de origen bioeléctrico, el contenido en frecuencia de la señal sEMG puede verse afectado por diferentes fuentes de ruido. Muchos de ellos provienen de los artefactos que se originan entre la interface de la piel y los electrodos o debido a la instrumentación que se utilice para la adquisición de la señal sEMG (De Luca et al., 2010). En particular, el contenido de la baja frecuencia de la señal sEMG puede verse afectado por artefactos debido al movimiento del cuerpo o al ruido de la línea de base (50/60 Hz y sus correspondientes armónicos). Es por ello que una etapa importante dentro del procesamiento de la señal sEMG involucra el filtrado aquellos artefactos de dificulten su análisis. Varias han sido las propuestas para el filtrado de la señal sEMG y que implican en general, el uso de un filtrado tipo pasa banda. Para las bajas

frecuencias de corte la literatura revela que se han utilizado valores entre los 5 y 30 Hz. En el caso de las altas frecuencias se han utilizado frecuencias de corte en el rango de 250 a 1000 Hz. A pesar de las múltiples opciones indicadas, el rango de selección de la frecuencias de corte pasa altas se limita a los 400 y 500 Hz, dentro del que se localiza la mayor parte de la potencia de la señal sEMG (Clancy et al., 2002).

Por otra parte, a pesar de la facilidad para el registro de la señal sEMG sobre la musculatura humana, otro aspecto importante a considerar es el debido a las interferencias procedentes de otros músculos vecindarios a la zona de registro. En músculos de naturaleza antagonista o que tienen funciones diferentes puede utilizarse una prueba de resistencia para comprobar si hay contaminación muscular. Es decir, si un primer músculo se activa mientras un segundo músculo no lo hace, y si además lo opuesto puede demostrarse, entonces puede concluirse que no existe contaminación entre músculos. No obstante, si el impulso neural de dos músculos no puede separarse de manera voluntaria, entonces no es posible concluir si las dos señales presentan o no contaminación muscular (Winter et al., 1994). Por lo anterior, se recomienda que el área y la distancia entre electrodos sea pequeña con la intención de reducir el efecto de la contaminación muscular (De Luca et al., 2012; Winter et al., 1994).

Otro de los principales inconvenientes en la detección de la señal sEMG es debido al efecto conductor de volumen. El término anterior se refiere a los complejos efectos existentes al momento de medir los potenciales eléctricos a una distancia de su fuente generadora (Rutkove, 2007). El efecto conductor de volumen hace que el registro de la señal sEMG tenga una pobre selectividad espacial. Las diferentes capas de tejido subcutáneo producen una atenuación y ensanchamiento de la distribución del potencial presente en la superficie del músculo (Farina y Rainoldi, 1999). El efecto conductor de volumen puede ser visto como el efecto que produciría un filtro pasa bajos. Para reducir este inconveniente se ha propuesto el uso de filtros espaciales de tipo pasa alta (Farina y Rainoldi, 1999).

Como se mencionó anteriormente, la configuración de mayor uso es la de tipo bipolar. En general, las configuraciones utilizadas para el registro de la señal sEMG poseen una función de transferencia espacial que permite mejorar la selectividad espacial (Merletti y Parker, 2004). De manera representativa, si dos electrodos son colocados en paralelo, como en el caso de la configuración bipolar y en la dirección de las fibras musculares, como se muestra en la Figura 3. 5, la detección realizada puede ser descrita en forma analítica por un filtro espacial que relaciona la distancia entre electrodos (d) y la velocidad de conducción (v). Si el electrodo 2 (e_2) registra un potencial $V_2(t)$ y el electrodo 1 (e_1) de la configuración diferencial registra un potencial $V_1(t)$, entonces la diferencia de voltaje está determinada por (Lindström y Magnusson, 1977):

$$V(t) = V_2(t) - V_1(t) \quad (3.1)$$

Si se asume que el potencial $V_1(t)$ es igual al potencial $V_2(t)$ con un retardo $t_0 = \frac{d}{v}$ entonces $V_1(t)$ puede reescribirse como:

$$V_1(t) = V_2\left(t - \frac{d}{v}\right) \quad (3.2)$$

Al aplicar la transformada de Fourier y su propiedad de traslación tenemos que

$$V_1(f) = V_2(f)e^{-\frac{j2\pi fd}{v}} \quad (3.3)$$

donde $j = \sqrt{-1}$

A partir de las ecuaciones anteriores podemos obtener la función de transferencia $H(f) = \frac{V_2(f)}{V_1(f)}$ determinada como:

$$H(f) = \left(1 - e^{-\frac{j2\pi fd}{v}}\right) \quad (3.4)$$

Al calcular la magnitud de $H(f)$ tenemos

$$|H(f)| = 2 \sin\left(\frac{\pi df}{v}\right) \quad (3.5)$$

Lo anterior muestra que la función de transferencia de la configuración bipolar es de tipo sinusoidal y depende de la velocidad de conducción de las fibras y la distancia entre electrodos. Además se muestra que aumentar la distancia entre electrodos hace que el valor máximo de la función de transferencia se desplace a frecuencias más bajas afectando los registros.

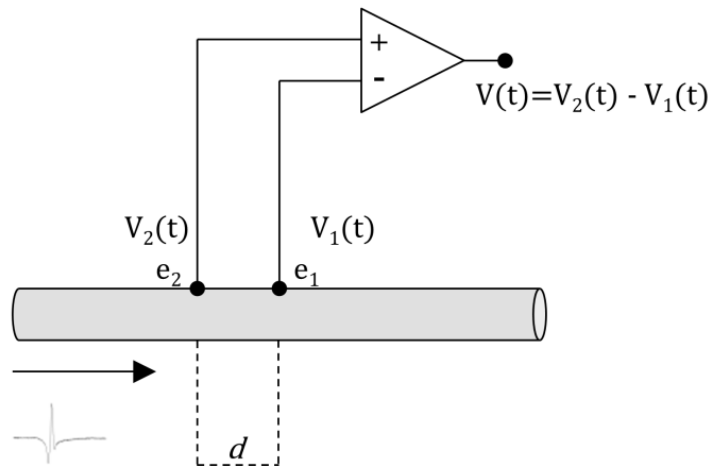


Figura 3. 5 Modelo representativo de la configuración bipolar, donde el electrodo 2 (e_2) registra el potencial $V_2(t)$ mientras que el electrodo 1 (e_1) registra el potencial $V_1(t)$. Los electrodos e_2 y e_1 están separados por una distancia entre electrodos d .

La distancia entre electrodos también afecta la amplitud de la señal sEMG. En un estudio en el bíceps se evaluó el efecto de la distancia entre electrodos sobre el valor absoluto y normalizado de la señal sEMG al llevarse a cabo pruebas de tipo isocinéticas e isométricas (Beck et al., 2005). Se demostró que el valor medio absoluto de la señal sEMG incrementó del 12.9 al 42.8 % con el aumento de la distancia entre electrodos, desde los 20 a 60 mm. Las diferencias observadas fueron eliminadas al normalizarse la señal sEMG (Beck et al., 2005). En otro estudio similar, la actividad sEMG fue registrada en el músculo vasto lateral al realizarse un protocolo incremental en un cicloergómetro (Malek et al., 2006). Se encontró que el valor medio absoluto de la amplitud sEMG aumentó con el incremento de la distancia entre electrodos al evaluar valores de 20, 40 y 60 mm a 80, 110, 140, y 170 W de potencia de salida. Así como lo demostrado en (Beck et al., 2005), los resultados de este trabajo revelan que las desviaciones promedio en los registros realizados son eliminados al normalizar los datos (Malek et al., 2006).

La Figura 3. 6 muestra dos segmentos de señal sEMG registrados en forma simultánea sobre el bíceps utilizando (a) un par de electrodos de disco en configuración con una distancia entre electrodo de 20 mm de acuerdo a las recomendaciones de la SENIAM (Hermens et al., 1999) y (c) un segundo par de electrodos con una distancia de 40 mm. Se muestra además la densidad espectral de potencia de la señal sEMG para (b) 20 mm y (d) 40 mm, de distancia inter electrodo, respectivamente. Como se aprecia, a una mayor distancia entre electrodos, mayor es la amplitud de la señal sEMG registrada. Esto se corrobora calculando el valor cuadrático medio (RMS) de la amplitud de la señal y que produjo en un valor RMS de 4.23×10^{-4} V y un valor de 5.43×10^{-4} V para los registros con distancias entre electrodo de 20 mm y 40 mm, respectivamente.

Como se mencionó anteriormente, un incremento de la distancia entre electrodos implica un desplazamiento del espectro de la señal sEMG hacia bajas frecuencias. Para el caso de la distancia entre electrodos de 20 mm se observa que espectro de la señal sEMG está más distribuido en frecuencia en comparación al uso de una distancia de 40 mm y donde el espectro muestra un mayor corrimiento a bajas frecuencias. Este hecho se confirma al evaluar la frecuencia mediana de los espectros de la señal sEMG y que fueron de 54.73 Hz y de 40.33 Hz para los registros con distancias entre electrodo de 20 mm y 40 mm, respectivamente.

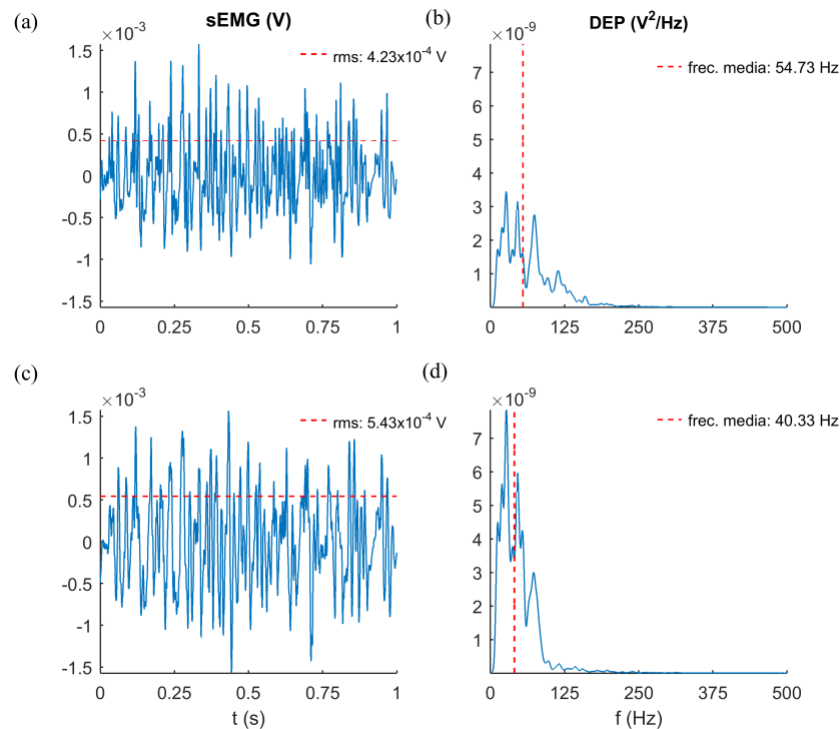


Figura 3. 6 La columna izquierda muestra el registro simultáneo de la señal sEMG sobre el músculo bíceps utilizando dos pares de electrodos de disco en configuración bipolar con una distancia entre electrodos de (a) 20 mm y (c) 40 mm, respectivamente. La columna derecha muestra la densidad espectral de potencia (DEP) para los registros de la señal sEMG a (b) 20 mm y (d) 40 mm de distancia entre electrodos. (a y c) las líneas discontinuas horizontales representan el valor de RMS de la señal sEMG utilizado para estimar el incremento de la amplitud con el aumento de la distancia entre electrodos. (b y d) Las líneas discontinuas verticales representan la frecuencia mediana, utilizada para evaluar el desplazamiento del espectro de la señal a bajas frecuencias con el aumento de la distancia entre electrodos.

La señal sEMG presenta una pobre resolución espacial, lo cual impide distinguir entre fuentes cercanas al músculo. Con la intención de estudiar en mayor detalle la actividad eléctrica muscular otros tipos de arreglos de electrodos han sido desarrollados. El uso de los estos arreglos de electrodos puede ser visto además como un método para la reducción del emborronamiento de los registros superficiales. Entre algunos de los arreglos de electrodos mas utilizados podemos mencionar:

- **Configuración doble diferencial:** permite reducir la contaminación músculos vecinos a la zona de registro (De Luca et al., 2012). Es utilizado en la estimación de la velocidad de conducción en que se propagan los potenciales de acción. La configuración doble diferencial se obtiene al sustraer dos señales obtenidas a través de la configuración bipolar. Según su orientación respecto a las fibras musculares, la configuración doble diferencial puede ser denominada de tipo longitudinal o transversal (Farina et al., 2003).

- **Configuraciones basadas en arreglos de electrodos:** existen otros tipos de configuraciones basadas en el arreglo geométrico de un número particular de electrodos que son utilizados para incrementar la selectividad espacial de los registros de la señal sEMG. Su uso se debe a que el efecto conductor de volumen se da en las direcciones espaciales longitudinal y transversal, por lo que un filtro en dos dimensiones es más apropiado que el de una dimensión. Entre algunos de los filtros con arreglos en dos dimensiones están: el filtro normal de doble diferenciación el cual utiliza cinco electrodos y es también llamado filtro Laplaciano (Farina et al., 2003; Reucher et al., 1987). Otros arreglos conocidos son el filtro binomial inverso de segundo orden, el filtro rectangular inverso conformado por nueve electrodos, respectivamente (Disselhorst-Klug et al., 1997). En mayor o menor grado, los filtros basados en arreglos de electrodos en dos dimensiones pueden ser considerados de tipo anisotrópico, es decir que son sensibles a la orientación que tengan respecto a la orientación de las fibras.
- **Configuración de electrodos de anillos concéntricos:** estos electrodos están conformados por un disco central y múltiples anillos concéntricos externos a diferencia de las configuraciones basadas en arreglos de electrodos. Una de las ventajas de este tipo de electrodos es que se reduce el problema de la localización debido a que son invariantes a la rotación (de tipo isotrópico) a diferencia de las configuraciones basadas en arreglos de electrodos (Farina y Cescon, 2001). Actualmente este tipo de electrodos está siendo desarrollado y utilizado para el registro de señales bioeléctricas de diferentes orígenes (Makeyev et al., 2016; Prats-Boluda et al., 2016; Ye-Lin et al., 2015). Este tipo de electrodos se conocen también como electrodos Laplacianos.

El estudio de la señal sEMG ha encontrado aplicación en diversas áreas de la clínica (Drost et al., 2006). La señal sEMG refleja el grado de activación de los músculos esqueléticos y posee una alta correlación de tipo positiva con la fuerza que éstos generan, es decir, cuanto mayor sea la amplitud de la señal sEMG, mayor es la fuerza desarrollada por el músculo (De Luca, 1997; Disselhorst-Klug et al., 2009). Sin embargo, debido a la compleja naturaleza de la actividad mioeléctrica, esta relación no proporciona información cuantitativa directa sobre la fuerza muscular desarrollada y por tanto limitando su uso como herramienta diagnóstica. Los parámetros que controlan la fuerza muscular son la modulación de la frecuencia de disparo y el reclutamiento de las unidades motoras lo cuales pueden tener diferentes efectos sobre la amplitud de la señal sEMG y de la fuerza desarrollada (Staudenmann et al., 2010). En consecuencia, se ha encontrado que la relación entre la señal sEMG y la fuerza puede ser de tipo lineal o no lineal. A pesar de lo mencionado, se han dado grandes avances para reducir las limitaciones en el registro de la señal sEMG con la intención mejorar sus prestaciones y que

llegue a ser una herramienta diagnóstica que proporcione resultados similares a los obtenidos con la electromiografía invasiva de aguja (Drost et al., 2006).

Al menos son cuatro los factores que deben ser tomados en cuenta entre la sEMG y la fuerza para músculos de diferentes longitudes y que son: el patrón de activación de las unidades motoras, las propiedades anatómicas, mecánicas y eléctricas del músculo, la localización de los electrodos sobre la superficie del músculo y las propiedades de contracción de los filamentos dentro de las células (Disselhorst-Klug et al., 2009). Lo anterior permite que se tenga un mejor control experimental sobre los diferentes factores que puedan influenciar el registro de la señal sEMG al efectuarse contracciones isométricas comparación a cuando se efectúan contracciones dinámicas. En un estudio se calcularon los valores de referencia para la sEMG en sujetos normales a partir de registros en el músculo bíceps durante contracciones voluntarias isométricas (Kaplanis et al., 2009). Se encontró que la frecuencia mediana del espectro de potencia disminuye con el nivel de fuerza, mientras que la potencia máxima y total incrementan con el nivel de fuerza. Además, se observó que la amplitud máxima incrementa con el nivel de la fuerza con excepción en la transición de 30 a 50 % de la MCV. Se mostró que la sEMG exhibe una distribución Gaussiana con el incremento de la fuerza hasta un 70 % de la MCV. Mediante un test de linealidad, se encontró que la señal sEMG es menos lineal al 70 % de la MCV en relación al 10, 30, 50 y 100 % de la MCV (Kaplanis et al., 2009).

En otro estudio en el bíceps, se evaluó la repetitividad de los diferentes parámetros utilizados en registros de la señal sEMG durante contracciones isométricas voluntarias sostenidas y la relación de estos con la fuerza ejercida (Rainoldi et al., 1999). Se observó que la estimación de la velocidad de conducción de las fibras musculares muestra una buena repetitividad tanto en intra sujetos como entre sujetos. Además, mostraron que para niveles de contracción entre el 10 y el 50 % de la MCV, la velocidad de conducción inicial incrementa ligeramente lo cual sugiere un reclutamiento progresivo de unidades motoras. Adicional, para niveles de contracción del 30 % de la MVC al 70 % de la MVC la frecuencia media disminuye mientras que la velocidad de conducción se mantiene estable. La tasa a la que disminuye la frecuencia media y la velocidad conducción incrementa con el nivel de contracción mientras que el decremento normalizado de la frecuencia media fue mayor que el de la velocidad de conducción (Rainoldi et al., 1999).

Por otro lado, el registro de la señal sEMG permite también valorar la actividad muscular durante contracciones de tipo dinámicas (Bonato et al., 1996). Tales estudios pueden realizarse con el uso de un simple par de electrodos de disco en configuración bipolar (Bonato et al., 1996). Sin embargo, el estudio de las contracciones dinámicas difiere en relación al de las contracciones isométricas en el grado de estacionariedad de la señal, el desplazamiento relativo de los electrodos respecto al origen de los potenciales de acción y los cambios en las propiedades de conductividad de los tejidos que separan los electrodos y las fibras musculares

(Farina, 2006). Los factores mencionados complican el estudio de la señal sEMG. Sin embargo, estos problemas se reducen con el uso de un arreglo de electrodos en dos dimensiones que permiten el registro de la señal sEMG de alta densidad (Farina y Falla, 2008; Mañanas et al., 2016). Los registros en dos dimensiones permiten realizar un mapeo de la distribución de la amplitud de la señal sEMG. En un estudio realizado en el bíceps utilizando un arreglo de electrodos en dos dimensiones la señal sEMG fue adquirida durante movimientos de flexión y extensión en un rango de 120 ° a 170 ° a máxima velocidad. Se demostró que el uso un arreglo de electrodos permite estimar la velocidad de conducción promedio de las fibras musculares a partir de los potenciales de acción registrados durante el movimiento (Farina y Falla, 2008). Ello proporciona una estimación de la velocidad de conducción global en el espacio y local en tiempo lo cual permite seguir cambios rápidos que se produzcan en los músculos en intervalos cortos de tiempo durante tareas dinámicas.

Por otro lado, al extenderse una contracción isométrica se puede provocar fatiga muscular. La actividad electromiográfica de superficie es una importante herramienta en el estudio de la fatiga y que ha sido revisada exhaustivamente en la literatura (Al-Mulla et al., 2011; Cifrek et al., 2009; De Luca, 1984; Dimitrov et al., 2006; González-Izal et al., 2012).

Durante la evolución de la fatiga, se desarrollan algunos cambios electrofisiológicos. Para mantener la fuerza generada por los músculos, hay un reclutamiento de las unidades motoras, lo cual incrementa la amplitud de la señal sEMG (Adam y De Luca, 2005). Además se presenta una disminución en la frecuencia de disparo de las unidades motoras (Carpentier et al., 2001) y de la velocidad de conducción de las fibras musculares (Merletti et al., 1990). Estas dos últimas características reflejan cambios de altas a bajas frecuencias durante la evolución de la fatiga. Los cambios en estos parámetros pueden ser utilizados para el estudio de la evolución de la fatiga muscular y habitualmente se categorizan en la variación en amplitud y en frecuencia (Cifrek et al., 2009; Farina y Merletti, 2000; González-Izal et al., 2012).

3.4 Señal electromiográfica de superficie respiratoria

La función muscular respiratoria puede evaluarse mediante el registro no invasivo de la actividad sEMG sobre la musculatura respiratoria mediante el uso de electrodos de superficie. Debido a su naturaleza no invasiva, los registros superficiales en los músculos respiratorios reducen los problemas asociados al uso de los electrodos esofágicos y de aguja. Esta técnica ha mostrado ser útil en la evaluación del patrón respiratorio, además de ser reproducible y sensible para poder valorar cambios en la actividad muscular respiratoria en sujetos sanos y pacientes (Duiverman et al., 2004).

Algunos de los principales músculos respiratorios en donde se ha registrado la señal sEMG son: en la zona de aposición diafragma (Alonso et al., 2011, 2007; de Andrade et al., 2005; Duiverman et al., 2004; Estrada et al., 2016), el abdomen (Duiverman et al., 2004), el

geniogloso (Alonso et al., 2011, 2007), el esternocleidomastoideo (Alonso et al., 2011, 2007; Estrada et al., 2015; Mañanas et al., 2000), escaleno (Duiverman et al., 2004) y el intercostal paraesternal (Murphy et al., 2011) (Ramsay et al., 2015).

3.4.1 El impulso neural respiratorio

La respuesta neural proveniente del tronco cerebral no puede ser medida fácilmente y de forma directa. Es por ello que el estudio de la actividad eléctrica de los músculos respiratorios, en particular la registrada en el diafragma (EMGdi) ha demostrado ser una herramienta valiosa para cuantificar de manera indirecta los niveles de impulso neural respiratorio (NRD) proveniente del centro respiratorio (Jolley et al., 2009).

El NRD refleja los problemas asociados al desequilibrio entre la carga y la capacidad ventilatoria de los músculos respiratorios, lo cual permite evaluar el nivel y el patrón de su activación (Jolley et al., 2009). La carga ventilatoria se refiere a la carga sobre los músculos respiratorios. El NRD incrementa en pacientes con EPOC debido al nivel de obstrucción que presentan (incremento de la resistencia de las vías aéreas) ya que se requiere un mayor esfuerzo por parte de la musculatura respiratoria para superar la presión positiva al final de la espiración. Ésta incrementa además si los pulmones están rígidos o existen trastornos de la pared torácica (Moxham y Jolley, 2009). La capacidad ventilatoria se refiere a la habilidad que poseen los músculos respiratorios para desplazar el aire dentro y fuera de los pulmones a través de cambios entre la presión intratorácica y atmosférica. La degradación del tejido pulmonar destruye su integridad estructural, lo cual conlleva a la pérdida de su retracción elástica. Ello provoca un atrapamiento de aire en los pulmones incrementando su capacidad residual funcional, es decir una hiperinflación pulmonar estática (O'Donnell y Laveneziana, 2006). También se puede presentar la hiperinflación dinámica y que puede ocurrir ya sea de manera independiente o junto a la hiperinflación estática, en donde se presenta una retención de aire dentro de los pulmones tras cada ciclo respiratorio (O'Donnell y Laveneziana, 2006). La hiperinflación lleva a una debilidad funcional de los músculos respiratorios en pacientes con EPOC. Al incrementar el desbalance entre la carga y la capacidad ventilatoria, el NRD proveniente del centro respiratorio medular incrementa con el objetivo primordial de mantener el intercambio de gases y la homeostasis respiratoria (Jolley y Moxham, 2009; Moxham y Jolley, 2009). La Figura 3. 7 es una representación de la relación entre la carga y la capacidad ventilatoria y el NRD.

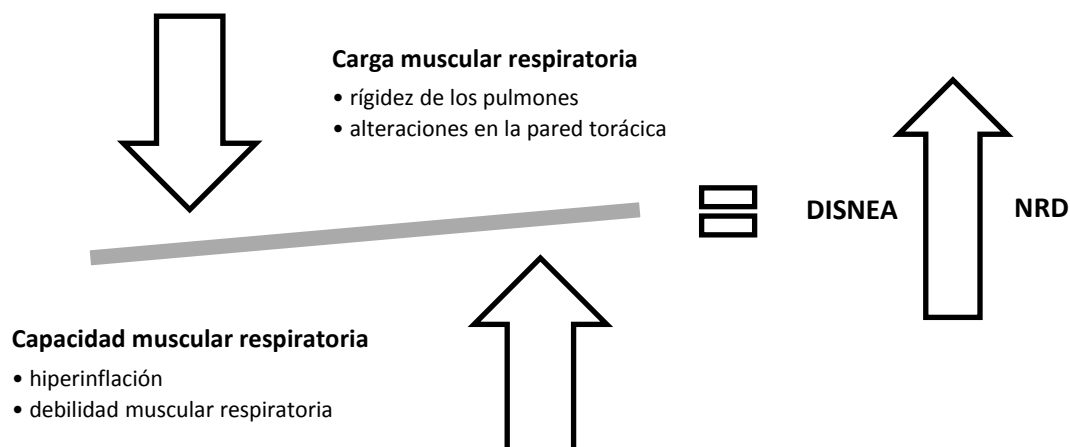


Figura 3. 7 Representación de la relación entre la capacidad y la carga ventilatoria sobre los músculos respiratorios (Moxham y Jolley, 2009).

Si dos individuos pueden enviar la misma cantidad de NRD a un esfuerzo máximo (cuantificado de manera indirecta como la señal EMGdi) a su diafragma pero generan diferentes valores de presión (en boca por ejemplo), esto pudiese dar indicios de la existencia de diferencias en la fuerza de sus músculos a un mismo esfuerzo realizado.

Varios son los estudios que apoyan el uso de la actividad eléctrica de los músculos respiratorios para la estimación del NRD (Estrada et al., 2016; Jolley et al., 2009; Murphy et al., 2011; Ramsay et al., 2015; Reilly et al., 2012; Steier et al., 2009). El NRD ha sido evaluado en señales EMGdi registradas con electrodos esofágicos y normalizada al valor máximo alcanzado (EMGdi%max). Se ha mostrado que el NRD en pacientes con EPOC es mayor que en sujetos sanos. Además, los niveles de NRD obtenidos son más altos cuanto más severo es el grado de obstrucción del flujo aéreo y de la hiperinsuflación (Jolley et al., 2009). Ello indica el potencial uso de los registros EMGdi para estimar el NRD y ser utilizado como un marcador del grado de severidad de la EPOC. Además, se mostró que en pacientes, éste parámetro correlaciona con el porcentaje predicho de volumen espiratorio forzado en el primer segundo, la capacidad vital y la capacidad inspiratoria (Jolley et al., 2009). Se ha mostrado también que el NRD incrementa ligeramente con la edad. La dificultad para respirar (disnea) ha sido valorada en pacientes con EPOC que han realizado una prueba de esfuerzo incremental (Jolley et al., 2015). Estos autores revelaron que el NRD cuantificado como el EMGdi%max está estrechamente relacionado con la disnea de esfuerzo en pacientes con EPOC. Asimismo, la señal EMGdi ha incursionado en el control de nuevos métodos de ventilación como el de la ventilación asistida ajustada neuronalmente (NAVA), (Sinderby et al., 1999). Debido a que la señal EMGdi es un reflejo de la actividad neural respiratoria, su uso ofrece un método más directo para el control ventilatorio en comparación a otros métodos ventilatorios. En otras palabras, el nivel de asistencia

ventilatoria está determinado por la demanda del centro respiratorio del paciente y en consecuencia la activación del diafragma. Su uso permite reducir algunas limitaciones como la asincronía entre paciente-ventilador encontradas en otras tecnologías de uso convencional (Sinderby et al., 1999). A pesar de las evidentes ventajas que presenta el uso de la señal EMGdi para cuantificar el nivel de NRD, la naturaleza invasiva de estos registros limita su utilidad clínica. Es por ello que se ha propuesto el registro no invasivo de la actividad electromiográfica en distintos músculos respiratorios como el diafragma, esternocleidomastoideo y los intercostales paraesternales, (Estrada et al., 2016; Murphy et al., 2011; Ramsay et al., 2015; Reilly et al., 2013, 2011; Steier et al., 2011) siendo este último el que más interés ha despertado en la comunidad médica.

En un estudio llevado a cabo en sujetos obesos se cuantificó el NRD en los músculos intercostales paraesternales, el esternocleidomastoideo y en el diafragma, y se reportó que aquellos sujetos con obesidad mostraron un notable aumento del NRD entre 2 a 3 veces en comparación con sujetos no obesos (Steier et al., 2009). En este estudio se encontró además que los niveles de NRD reportado en obesos fueron similares a los mostrados por pacientes con severidad respiratoria moderada. Se mostró que el NRD está relacionado con la circunferencia del cuello y el índice de masa corporal. Además, en sujetos obesos el NRD cambia cuando pasan de una posición de sentados a supino mientras que en sujetos no obesos se mantiene un nivel similar de NRD (Steier et al., 2009).

El NRD ha sido evaluado en señales EMGdi registradas con electrodos esofágicos y en señales sEMGpara con electrodos de superficie colocados en el segundo espacio intercostal (Reilly et al., 2013). Los registros se realizaron en sujetos sanos que efectuaron un primer protocolo que consistió en incrementos de la carga inspiratoria y un segundo protocolo de hipercapnia que consistió en incrementos del dióxido de carbono inspirado. Los hallazgos obtenidos mostraron una fuerte relación entre el NRD medido con la EMGdi%max y con la señal sEMGpara normalizada al valor máximo alcanzado (sEMGpara%max). El incremento en ambas señales normalizadas refleja la carga impuesta sobre la musculatura respiratoria. Este interesante estudio revela que el NRD estimado de manera no invasiva en los paraesternales intercostales ofrece una alternativa al uso de la actividad EMGdi registrada de manera invasiva. No obstante, el EMG%max mostró ser mayor en comparación al EMGdi%para por lo que estas mediciones utilizadas para estimar el NRD no pueden ser intercambiables (Reilly et al., 2013).

En un estudio en sujetos sanos y en pacientes con EPOC se encontró que el uso de la señal sEMGpara registrada de en forma no invasiva permite cuantificar el NRD de manera fiable y con un nivel de reproducibilidad satisfactorio aunque con un cierto grado de variabilidad en el caso de los pacientes con EPOC (Murphy et al., 2011). La evaluación de la señal sEMGpara permite realizar un seguimiento preciso de los cambios clínicos que se presentan durante exacerbaciones agudas de la EPOC y ayudar a predecir el reingreso

hospitalario. Lo anterior indica que el NRD puede ser considerado como un posible biomarcador fisiológico para el monitoreo de cambios clínicos que se presenten en pacientes como los que padecen de EPOC (Eui-Sik et al., 2015; Murphy et al., 2011).

En caso de que no sea posible realizar una prueba pulmonar respiratoria, como por ejemplo, en pacientes que permanecen dormidos durante la noche, es importante contar con técnicas que permitan su monitoreo con la intención de identificar un deterioro en su salud. La medición del esfuerzo respiratorio de manera no invasiva utilizando la sEMGpara ha permitido el estudio en pacientes con asma controlada y sin controlar (Steier et al., 2011). Se ha reportado que el NRD estuvo elevado en pacientes con asma controlada y sin controlar durante la noche. Adicional, los pacientes asmáticos sin controlar reflejaron una mayor variabilidad de la señal sEMGpara durante la noche en comparación a los pacientes asmáticos no controlados. Lo anterior sugiere que la actividad sEMGpara pudiese ser un marcador sensible a los cambios en la severidad de la enfermedad (Steier et al., 2011).

Por otro lado, el NRD ha contribuido a cuantificar el tipo y prevalencia de asincronía paciente-ventilador durante el inicio de la ventilación mecánica domiciliaria (Ramsay et al., 2015). La señal sEMGpara fue utilizada para detectar el inicio y cuantificar el nivel de NRD en pacientes con insuficiencia respiratoria crónica con ventilación mecánica domiciliaria. Se demostró que un esfuerzo inefectivo puede ser una de las causas más frecuentes e importantes de asincronía paciente-ventilador. Además, se determinó que no hay una relación entre el tipo y frecuencia de asincronía paciente-ventilador y el intercambio de gases durante la noche (Ramsay et al., 2015).

El estudio no invasivo de la actividad muscular eléctrica ha abierto la posibilidad de cuantificar el NRD no solamente en adultos sanos o con algún deterioro en su salud sino además en niños o bebés (MacBean et al., 2016). En particular, la evaluación del NRD en este grupo de la población exige de su cooperación para poder realizar pruebas de tipo volitiva, lo cual es todo un reto. En un estudio en niños sanos y enfermos se ha mostrado que la actividad sEMGpara permite distinguir entre niños sanos y aquellos que presenten alguna patología de tipo respiratoria (MacBean et al., 2016). Se ha encontrado que el sEMGpara es elevado en niños con sibilancias y aquellos que se encuentran en una unidad de cuidados intensivos pediátricos en comparación a niños sanos. Lo anterior sugiere que la evaluación del NRD puede ofrecer indicios del aumento de la carga respiratoria, y por lo tanto poder considerarse como un indicador de la severidad de la enfermedad. Adicional, en este trabajo se encontró que la actividad sEMGpara está relacionada con la edad, altura y peso en el grupo de niños sanos. Lo anterior pone de manifiesto el uso no invasivo de la actividad electromiográfica como una potencial herramienta para evaluar la condición respiratoria en niños en donde las técnicas de uso actual tienen un alcance limitado (MacBean et al., 2016).

La cuantificación del NRD ha contribuido a estudios de pacientes que padecen de fibrosis quística, una enfermedad hereditaria y potencialmente mortal caracterizada por una pérdida progresiva e irreversible de la función pulmonar de manera crónica (Reilly et al., 2011). En este estudio se registró tanto la señal EMGdi de manera invasiva como la sEMGpara en sujetos sanos y en pacientes con fibrosis quística estable durante el descanso y al realizar ejercicios utilizando un cicloergómetro. El NRD fue cuantificado calculando el EMGdi%max y el sEMGpara%max. Se encontró que ambas medidas proporcionaban niveles similares de NRD tanto en sujetos sanos como en pacientes con fibrosis quística. Se reportó además que aquellos pacientes con un mayor grado de severidad de la enfermedad presentaban mayores valores de EMGdi%max y el sEMGpara%max. Asimismo, en los pacientes con fibrosis quística, ambos parámetros estuvieron fuertemente correlacionados con la disnea inducida por el ejercicio. Lo mencionado revela el potencial uso de técnicas no invasivas para evaluar la evolución de la fibrosis quística.

Por otra parte, es importante resaltar que la actividad electromiográfica respiratoria registrada tanto por métodos invasivos como no invasivos se encuentra altamente contaminada por la actividad ECG (Luo et al., 2008). Este hecho hace que sea todo un reto la correcta interpretación de la actividad electromiográfica. En el caso de que los registros electromiográficos sean cercanos al corazón, la influencia de la actividad ECG será aún mayor. La Figura 3. 8 muestra el registro bilateral de la actividad EMGdi de superficie durante una respiración sostenida (sin inspirar o espirar) por 12 s y en donde la actividad electromiográfica es mínima. Las señales fueron registradas utilizando un par de electrodos de disco en configuración bipolar, colocados uno debajo del otro en el séptimo y octavo espacio intercostal y por arriba del margen costal siguiendo la línea axilar anterior. La posición señalada es próxima a la zona de aposición del diafragma. Como se observa, la actividad cardíaca es mucho mayor en el lado izquierdo respecto al lado derecho. Además, y como es de esperarse, la morfología del complejo QRS puede ser distinta en ambos registros.

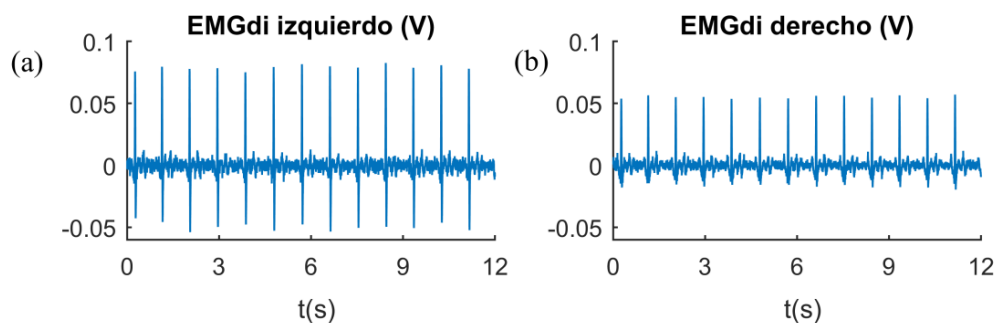


Figura 3. 8. Registro bilateral de la actividad EMGdi de superficie cercana a la zona de aposición del diafragma durante una respiración sostenida de 12 s. Como se puede observar, la contaminación debido a la señal ECG es mucho mayor en (a) el lado izquierdo en comparación a (b) el lado derecho.

En la práctica clínica, el valor rectificado medio (ARV) y el RMS, son los parámetros de uso más común que permiten evaluar la amplitud de las señales electromiográficas (Farina y Merletti, 2000; González-Izal et al., 2012). Sin embargo, debido a que la actividad electromiográfica es de menor amplitud en relación a la actividad cardíaca, los parámetros ARV y RMS son altamente afectados por esta última. Además, las técnicas de filtrado convencionales son incapaces de eliminar o reducir de manera efectiva los artefactos de origen cardíaco. En la actualidad, uno de los métodos más utilizados es el análisis de la actividad electromiográfica entre complejos QRS (Reilly et al., 2013). No obstante, este proceso manual no solamente es laborioso, sino que además la longitud de los segmentos libres de ECG a analizar puede depender de la frecuencia cardíaca.

La Figura 3. 9 muestra trazos representativos de 12 s de la señal EMGdi de superficie registrada en el lado (a) izquierdo y (b) derecho próximo a la zona de aposición del diafragma al respirar por la boca de manera tranquila. Se muestra además, el uso del parámetro RMS sobre la amplitud de la señal EMGdi de superficie registrada en el lado (c) izquierdo y (d) derecho utilizando una ventana móvil de análisis de 100 ms con incrementos de 10 ms. Como se ilustra, el uso del parámetro RMS permite cuantificar la amplitud de la señal EMGdi pero presenta una alta sensibilidad en presencia de los complejos QRS.

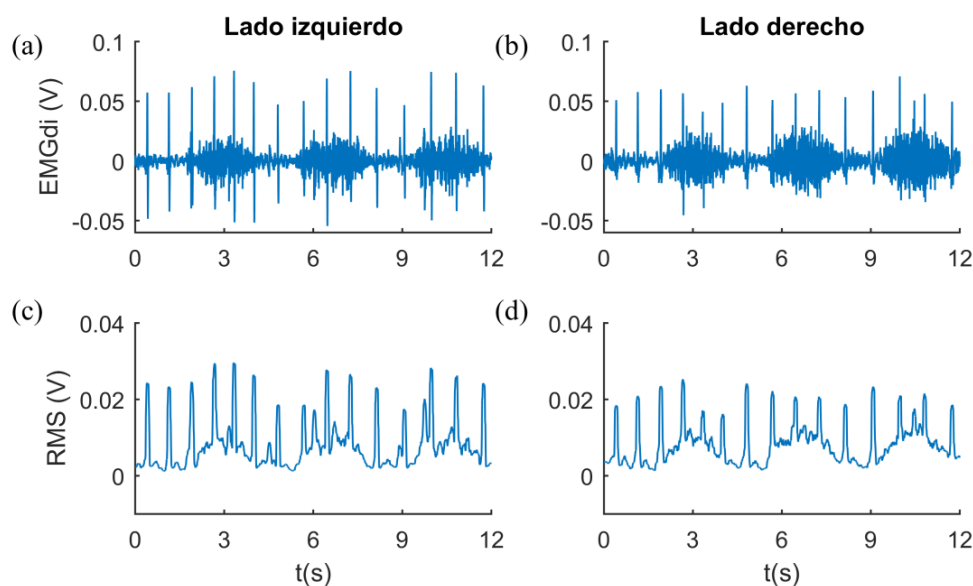


Figura 3. 9 Trazos representativos de 12 s de la señal EMGdi de superficie registrada (a) en el lado izquierdo y (b) en el lado derecho al respirar por la boca de manera tranquila. Uso del parámetro RMS sobre señal EMGdi de superficie registrada (c) en el lado izquierdo y (d) en el lado derecho. En ambos casos se observa una alta sensibilidad del parámetro RMS en presencia de complejos QRS.

3.5 Conclusiones

Las señales mecánicas y eléctricas registradas de manera no invasiva son útiles para el estudio de la función muscular respiratoria. Por su sencillez y facilidad de uso, los métodos no invasivos están siendo aceptados cada vez más por la comunidad médica. En términos de reproducibilidad y sensibilidad, los métodos no invasivos han logrado obtener resultados similares a los actuales métodos, sin desmejorar la calidad de sus resultados. A pesar de las evidentes ventajas que muestran los métodos no invasivos, estos presentan algunos inconvenientes en su registro, debidos principalmente a interferencias fisiológicas. En este capítulo hemos presentado dos técnicas no invasivas útiles para el registro de la actividad muscular respiratoria sobre la superficie de la piel. La primera técnica mostrada está basada en el registro de la actividad MMG respiratoria, la cual contiene información de alta frecuencia, relacionada a la vibración lateral de los músculos e información de baja frecuencia, relacionada al movimiento. Su uso ha encontrado una amplia variedad de aplicaciones para poder evaluar la función muscular respiratoria, así como la dinámica respiratoria. El registro de la actividad respiratoria es posible gracias al uso de acelerómetros colocados sobre la superficie de la piel. Sin embargo, estos elementos de sensado son altamente sensibles al movimiento, por lo que la evaluación de las señales registradas puede verse reducida. En el capítulo 4 se presentará el uso de los acelerómetros para el registro de la respiración y se propondrán diversos métodos para su procesamiento y análisis. La segunda técnica presentada está basada en el registro de la sEMG, la cual es una medida global de la suma de los diferentes potenciales de acción de unidades motoras de las fibras musculares. Hemos detallado que para

registrar de forma correcta la señal sEMG han de seguirse ciertas directrices consensuadas como las propuestas por la SENIAM. Cabe señalar que estas directrices no se encuentran estandarizadas para el estudio de la señal sEMG respiratoria. Por otro lado, se ha mostrado que no solo la localización de los electrodos sobre la anatomía es importante, sino que también las características y las diferentes configuraciones de electrodos utilizadas juegan un papel determinante al momento de registrar la señal sEMG. Finalmente, una de las principales aplicaciones en la clínica al utilizarse registros electromiográficos es el estudio del NRD. El NRD es considerado un biomarcador fisiológico que refleja el desbalance entre la carga y capacidad ventilatoria de los músculos respiratorios. Por otro lado, en este capítulo se ha mostrado que la actividad sEMG se ve influenciada por músculos vecindarios a la zona de registro. Adicional, entre todos los tipos de contaminación de origen bioeléctrico, la actividad cardíaca es la que mayor influencia tiene sobre los registros sEMG respiratorios registrados sobre el tronco. Dicha actividad dificulta la correcta evaluación de la actividad sEMG respiratoria. En el capítulo 4 se introduce una técnica de procesamiento para el estudio de la actividad sEMG, la cual es menos sensible a la contaminación cardíaca. Finalmente, en el capítulo 7 se propone el uso de un electrodo de anillos concéntricos, el cual reduce los problemas asociados al registro de la actividad sEMG, mejorando su resolución espacial y logrando atenuar la actividad electrocardiográfica.

3.6 Referencias

- Adam, A., De Luca, C.J., 2005. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *Journal of Applied Physiology* 99, 268-280.
- Al-Khalidi, F.Q., Saatchi, R., Burke, D., Elphick, H., Tan, S., 2011. Respiration rate monitoring methods: a review. *Pediatric Pulmonology* 46, 523-529.
- Al-Mulla, M.R., Sepulveda, F., Colley, M., 2011. A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue. *Sensors* 11, 3545-3594.
- Alonso, J.F., Mañanas, M.A., Hoyer, D., Topor, Z.L., Bruce, E.N., 2007. Evaluation of respiratory muscles activity by means of cross mutual information function at different levels of ventilatory effort. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54, 1573-1582.
- Alonso, J.F., Mañanas, M.A., Rojas, M., Bruce, E.N., 2011. Coordination of respiratory muscles assessed by means of nonlinear forecasting of demodulated myographic signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 1064-1073.
- Barry, D.T., Cole, N.M., 1990. Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37, 525-31.
- Basmajian, J. V., De Luca, C.J., 1985. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*, 5th ed. Williams and Wilkins, Baltimore.
- Bates, A., Ling, M.J., Mann, J., Arvind, D.K., 2010. Respiratory Rate and Flow Waveform Estimation from Tri-axial Accelerometer Data. 2010 International Conference on Body Sensor Networks 144-150.
- Beck, T.W., Housh, T.J., Johnson, G.O., Cramer, J.T., Weir, J.P., Coburn, J.W., Malek, M.H., 2007. Does the frequency content of the surface mechanomyographic signal reflect motor unit firing rates? A brief review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17, 1-13.

- Beck, T.W., Housh, T.J., Johnson, G.O., Weir, J.P., Cramer, J.T., Coburn, J.W., Malek, M.H., 2005. The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 482-495.
- Beretta Piccoli, M., Rainoldi, A., Heitz, C., Wüthrich, M., Boccia, G., Tomasoni, E., Spirolazzi, C., Egloff, M., Barbero, M., 2014. Innervation zone locations in 43 superficial muscles: Toward a standardization of electrode positioning. *Muscle & Nerve* 49, 413-421.
- Bonato, P., Gagliati, G., Knaflitz, M., 1996. Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 15, 102-111.
- Carpentier, A., Duchateau, J., Hainaut, K., 2001. Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *Journal of Physiology* 534, 903-912.
- Cescon, C., Madeleine, P., Graven-Nielsen, T., Merletti, R., Farina, D., 2007. Two-dimensional spatial distribution of surface mechanomyographical response to single motor unit activity. *Journal of Neuroscience Methods* 159, 19-25.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., Ostojić, S., 2009. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics* 24, 327-340.
- Clancy, E.A., Morin, E.L., Merletti, R., 2002. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12, 1-16.
- de Andrade, a D., Silva, T.N.S., Vasconcelos, H., Marcelino, M., Rodrigues-Machado, M.G., Filho, V.C.G., Moraes, N.H., Marinho, P.E.M., Amorim, C.F., 2005. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 631-639.
- De Luca, C.J., 1984. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 11, 251-279.
- De Luca, C.J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 135-163.
- De Luca, C.J., Gilmore, L.D., Kuznetsov, M., Roy, S.H., 2010. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics* 43, 1573-1579.
- De Luca, C.J., Kuznetsov, M., Gilmore, L.D., Roy, S.H., 2012. Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics* 45, 555-561.
- Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T.I., Mileva, K.N., Bowtell, J.L., Crichton, N., Dimitrova, N.A., 2006. Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 38, 1971-1979.
- Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., Rau, G., 2009. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics* 24, 225-235.
- Disselhorst-Klug, C., Silny, J., Rau, G., 1997. Improvement of spatial resolution in surface-EMG: a theoretical and experimental comparison of different spatial filters. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44, 567-574.
- Dobkin, B.H., 2003. Wearable motion sensors to continuously measure real-world physical activities. *Current Opinion in Neurology* 26, 602-608.
- Dobrunz, L.E., Pelletier, D.G., McMahon, T. a, 1990. Muscle stiffness measured under conditions simulating natural sound production. *Biophysical Journal* 58, 557-565.
- Drost, G., Stegeman, D.F., van Engelen, B.G.M., Zwarts, M.J., 2006. Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16, 586-

602.

- Duiverman, M.L., van Eykern, L. a, Vennik, P.W., Koëter, G.H., Maarsingh, E.J.W., Wijkstra, P.J., 2004. Reproducibility and responsiveness of a noninvasive EMG technique of the respiratory muscles in COPD patients and in healthy subjects. *Journal of Applied Physiology* 96, 1723-1729.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Sarlabous, L., Prats-Boluda, G., Jané, R., 2015. Evaluation of sternocleidomastoid muscle activity by electromyography recorded with concentric ring electrodes, en: *Proc XXXIII Annu Congr Spanish Soc Biomed Eng. Madrid, Spain*, pp. 183-186.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2016. Improvement in Neural Respiratory Drive Estimation from Diaphragm Electromyographic Signals using Fixed Sample Entropy. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 20, 476-485.
- Eui-Sik, S., Mandal, S., Harding, R., Ramsay, M., Kamalanathan, M., Henderson, K., O’Kane, K., Douiri, A., Hopkinson, N.S., Polkey, M.I., Rafferty, G., Murphy, P.B., Moxham, J., Hart, N., 2015. Neural respiratory drive predicts clinical deterioration and safe discharge in exacerbations of COPD. *Thorax* 70, 1-8.
- Farina, D., 2006. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 34, 121-127.
- Farina, D., Cescon, C., 2001. Concentric-ring electrode systems for noninvasive detection of single motor unit activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 48, 1326-1334.
- Farina, D., Falla, D., 2008. Estimation of muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings in dynamic tasks. *Biomedical Signal Processing and Control* 3, 138-144.
- Farina, D., Merletti, R., 2000. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 337-349.
- Farina, D., Rainoldi, A., 1999. Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG: A simulation study. *Medical Engineering & Physics* 21, 487-497.
- Farina, D., Schulte, E., Merletti, R., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., 2003. Single motor unit analysis from spatially filtered surface electromyogram signals. Part I: spatial selectivity. *Medical and Biological Engineering and Computing* 41, 330-337.
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., 2012. Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22, 501-512.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 361-374.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G., 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Research and Development* 8, 13-54.
- Hu, Y., Kim, E.G., Cao, G., Liu, S., Xu, Y., 2014. Physiological Acoustic Sensing Based on Accelerometers: A Survey for Mobile Healthcare. *Annals of Biomedical Engineering* 42, 2264-2277.
- Islam, A.M., Sundaraj, K., Ahmad, R.B., Ahamed, N.U., 2013a. Mechanomyogram for muscle function assessment: a review. *PLoS ONE* 8, e58902.
- Islam, A.M., Sundaraj, K., Ahmad, R.B., Ahamed, N.U., Ali, M.A., 2013b. Mechanomyography Sensor Development, Related Signal Processing, and Applications: A Systematic Review. *IEEE Sensors Journal* 13, 2499-2516.
- Jolley, C.J., Luo, Y.M., Steier, J., Rafferty, G.F., Polkey, M.I., Moxham, J., 2015. Neural respiratory drive and breathlessness in COPD. *European Respiratory Journal* 45, 355-364.

- Jolley, C.J., Luo, Y.-M., Steier, J., Reilly, C., Seymour, J., Lunt, A., Ward, K., Rafferty, G.F., Polkey, M.I., Moxham, J., 2009. Neural respiratory drive in healthy subjects and in COPD. *European Respiratory Journal* 33, 289-297.
- Jolley, C.J., Moxham, J., 2009. A physiological model of patient-reported breathlessness during daily activities in COPD. *European Respiratory Review* 18, 66-79.
- Kaplanis, P.A., Pattichis, C.S., Hadjileontiadis, L.J., Roberts, V.C., 2009. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 157-171.
- Lindström, L.H., Magnusson, R.I., 1977. Interpretation of Myoelectric Power Spectra: A Model and Its Applications. *Proceedings of the IEEE* 65, 653-662.
- Luo, Y.M., Moxham, J., Polkey, M.I., 2008. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clinical Science* 115, 233-244.
- MacBean, V., Jolley, C.J., Sutton, T.G., Deep, A., Greenough, A., Moxham, J., Rafferty, G.F., 2016. Parasternal intercostal electromyography: a novel tool to assess respiratory load in children. *Pediatric Research* 1-8.
- Madeleine, P., Bajaj, P., Sogaard, K., Arendt-Nielsen, L., 2001. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11, 113-121.
- Makeyev, O., Ding, Q., Besio, W.G., 2016. Improving the accuracy of Laplacian estimation with novel multipolar concentric ring electrodes. *Measurement* 80, 44-52.
- Malek, M.H., Housh, T.J., Coburn, J.W., Weir, J.P., Schmidt, R.J., Beck, T.W., 2006. The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during incremental cycle ergometry. *Journal of Neuroscience Methods* 151, 139-147.
- Mann, J., Rabinovich, R., Bates, A., Giavedoni, S., MacNee, W., Arvind, D.K., 2011. Simultaneous Activity and Respiratory Monitoring Using an Accelerometer. *International Conference on Body Sensor Networks* 139-143.
- Mañanas, M.A., Jané, R., Fiz, J.A., Morera, J., Caminal, P., 2000. Study of myographic signals from sternomastoid muscle in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47, 674-681.
- Mañanas, M.A., Rojas-Martínez, M., Alonso, J.F., 2016. Towards the application of HD-EMG decomposition in clinical practice. *Clinical Neurophysiology* 127, 2532-2533.
- Meekins, G.D., So, Y., Quan, D., 2008. American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine evidenced-based review: use of surface electromyography in the diagnosis and study of neuromuscular disorders. *Muscle & Nerve* 38, 1219-1224.
- Merletti, R., Farina, D., 2009. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 367, 357-368.
- Merletti, R., Knaflitz, M., De Luca, C.J., 1990. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology* 69, 1810-1820.
- Merletti, R., Lo Conte, L., Avignone, E., Guglielminotti, P., 1999. Modeling of surface myoelectric signals - Part I: Model implementation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 46, 810-820.
- Merletti, R., Parker, P.A., 2004. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, IEEE Press series in biomedical engineering. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey.
- Mesin, L., Merletti, R., Rainoldi, A., 2009. Surface EMG: the issue of electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 719-726.

- Moxham, J., Jolley, C., 2009. Breathlessness, fatigue and the respiratory muscles. *Clinical Medicine* 9, 448-452.
- Murphy, P.B., Kumar, A., Reilly, C., Jolley, C., Walterspacher, S., Fedele, F., Hopkinson, N.S., Man, W.D.-C., Polkey, M.I., Moxham, J., Hart, N., 2011. Neural respiratory drive as a physiological biomarker to monitor change during acute exacerbations of COPD. *Thorax* 66, 602-608.
- O'Donnell, D.E., Laveneziana, P., 2006. Physiology and consequences of lung hyperinflation in COPD. *European Respiratory Review* 15, 61-67.
- Orizio, C., 1993. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 21, 201-243.
- Orizio, C., Gobbo, M., Diemont, B., Esposito, F., Veicsteinas, A., 2003. The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. *European Journal of Applied Physiology* 90, 326-336.
- Orizio, C., Liberati, D., Locatelli, C., De Grandis, D., Veicsteinas, A., 1996. Surface mechanomyogram reflects muscle fibres twitches summation. *Journal of Biomechanics* 29, 475-481.
- Orizio, C., Perini, R., Diemont, B., Maranzana Figini, M., Veicsteinas, A., 1990. Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. *Journal of Applied Physiology* 68, 508-512.
- Orizio, C., Perini, R., Veicsteinas, A., 1989. Muscular sound and force relationship during Isometric Contraction in Man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 58, 528-533.
- Petitjean, M., Bellemare, F., 1994. Phonomyogram of the diaphragm during unilateral and bilateral phrenic nerve stimulation and changes with fatigue. *Muscle & Nerve* 17, 1201-1209.
- Pitts, D.G., Patel, M.K., Lang, P., Sinclair, a J., Aspinall, R., 2013. A respiratory monitoring device based on clavicular motion. *Physiological Measurement* 34, N51-N61.
- Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Bueno-Barrachina, J., Rodriguez de Sanabria, R., Garcia-Casado, J., 2016. Towards the clinical use of concentric electrodes in ECG recordings: influence of ring dimensions and electrode position. *Measurement Science and Technology* 27, 1-11.
- Rainoldi, A., Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo Conte, L., Merletti, R., 1999. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9, 105-119.
- Ramsay, M., Mandal, S., Suh, E.-S., Steier, J., Douiri, A., Murphy, P.B., Polkey, M., Simonds, A., Hart, N., 2015. Parasternal electromyography to determine the relationship between patient-ventilator asynchrony and nocturnal gas exchange during home mechanical ventilation set-up. *Thorax* 70, 946-952.
- Reilly, C.C., Jolley, C.J., Elston, C., Moxham, J., Rafferty, G.F., 2012. Measurement of parasternal intercostal electromyogram during an infective exacerbation in patients with cystic fibrosis. *European Respiratory Journal* 40, 977-981.
- Reilly, C.C., Jolley, C.J., Ward, K., MacBean, V., Moxham, J., Rafferty, G.F., 2013. Neural respiratory drive measured during inspiratory threshold loading and acute hypercapnia in healthy individuals. *Experimental Physiology* 98, 1190-1198.
- Reilly, C.C., Ward, K., Jolley, C.J., Lunt, A.C., Steier, J., Elston, C., Polkey, M.I., Rafferty, G.F., Moxham, J., 2011. Neural respiratory drive, pulmonary mechanics and breathlessness in patients with cystic fibrosis. *Thorax* 66, 240-246.
- Reucher, H., Silny, J., Rau, G., 1987. Spatial Filtering of Noninvasive Multielectrode EMG: Part II-Filter Performance in Theory and Modeling. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 34, 106-113.
- Rutkove, S.B., 2007. Introduction to volume conduction, en: A. S. Blum and S. B. Rutkove (Ed.), *The*

- Clinical Neurophysiology Primer. Humana Press Inc, Totowa, NJ, pp. 43-53.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J., Morera, J., Jané, R., 2013. Index for estimation of muscle force from mechanomyography based on the Lempel-Ziv algorithm. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, 548-557.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Gea, J., Martinez-Llorens, J.M., Jané, R., 2015. Efficiency of mechanical activation of inspiratory muscles in COPD using sample entropy. *European Respiratory Journal* 46, 1808-1811.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Jané, R., 2014. Evidence towards Improved Estimation of Respiratory Muscle Effort from Diaphragm Mechanomyographic Signals with Cardiac Vibration Interference Using Sample Entropy with Fixed Tolerance Values. *PloS ONE* 9, e88902.
- Selvaraj, N., 2014. Long-term remote monitoring of vital signs using a wireless patch sensor, en: *Healthcare Innovation Conference (HIC)*, 2014 IEEE. Seattle, Washington USA, pp. 83-86.
- Shinohara, M., Sogaard, K., 2006. Mechanomyography for studying force fluctuations and muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 34, 59-64.
- Sinderby, C., Navalesi, P., Beck, J., Skrobik, Y., Comtois, N., Friberg, S., Gottfried, S.B., Lindström, L., 1999. Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. *Nature medicine* 5, 1433-1436.
- Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D.F., van Dieën, J.H., 2010. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation-a tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 375-387.
- Steier, J., Jolley, C.J., Polkey, M.I., Moxham, J., 2011. Nocturnal asthma monitoring by chest wall electromyography. *Thorax* 66, 609-614.
- Steier, J., Jolley, C.J., Seymour, J., Roughton, M., Polkey, M.I., Moxham, J., 2009. Neural respiratory drive in obesity. *Thorax* 64, 719-725.
- Torres, A., Fiz, J.A., Galdiz, B., Gea, J., Morera, J., Jané, R., 2004. Assessment of respiratory muscle effort studying diaphragm movement registered with surface sensors. Animal model (dogs), en: *Proc 26th Annu Int Conf IEEE EMBS*. San Francisco, CA, USA, pp. 3917-3920.
- Winter, D.A., Fuglevand, A.J., Archer, S.E., 1994. Crosstalk in surface electromyography Theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 4, 15-26.
- Ye-Lin, Y., Alberola-Rubio, J., Prats-boluda, G., Perales, A., Desantes, D., Garcia-Casado, J., 2015. Feasibility and Analysis of Bipolar Concentric Recording of Electrohysterogram with Flexible Active Electrode. *Annals of Biomedical Engineering* 43, 968-976.

Capítulo 4

Extracción de la actividad respiratoria y evaluación de la frecuencia respiratoria y asincronía bilateral mediante señales mecánicas y eléctricas musculares respiratorias

LA actividad respiratoria contiene información esencial sobre el estado de la salud de un individuo. Tradicionalmente, esta actividad puede ser evaluada en diversos tipos de señales de origen respiratorio como la presión o el flujo respiratorio. Como alternativa, la actividad respiratoria puede obtenerse a través de la baja frecuencia de la actividad mecánica y eléctrica producida por los músculos respiratorios. En este capítulo se presenta un enfoque que permite obtener la baja frecuencia (BF) de la actividad mecaniomiográfica del diafragma (MMGdi). La BF de la señal MMGdi fue capturada en lados opuestos de la parte baja del pecho, posición próxima a la zona de aposición del diafragma. Se han realizado 3 estudios sobre la señal de BF extraída de la señal MMGdi: (1) Un estudio para evaluar la asincronía bilateral en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). La BF de la señal MMGdi fue filtrada mediante el uso del método de la Descomposición Empírica en Modos (DEM), una técnica adaptativa para el estudio de señales no lineales y no estacionarias que descompone una señal en modos oscilatorios. Tres métodos fueron propuestos para el estudio de la asincronía bilateral: la figura de Lissajous, la Transformada de Hilbert, y el algoritmo de Motto. (2) La BF de la señal MMGdi se utilizó también

para estimar la frecuencia respiratoria (RR) en un sujeto sano. (3) Finalmente se realizó un estudio comparativo de la señal de BF capturada utilizando el acelerómetro incorporado en un teléfono inteligente. Para obtener la BF del teléfono inteligente se utilizó una mejora de la DEM llamada Descomposición Empírica en Modos por Conjuntos (DEMC) que aplica un cierto número de realizaciones de ruido blanco Gaussiano sumadas a la señal en estudio para reducir el fenómeno de la mezcla de modos. A partir de las señales obtenidas con el teléfono inteligente se pudo extraer la RR.

Por otra parte, la respiración también puede obtenerse al evaluar la actividad electromiográfica del diafragma (EMGdi) registrada en superficie usando un par de electrodos de disco. Sin embargo, la señal EMGdi está contaminada por la actividad electromiográfica (ECG). Por tal motivo, se introduce el uso de la técnica de la entropía muestral con valores de tolerancia fijos (fSampEn), que es insensible a la presencia del ECG. Su uso permitió derivar la respiración a partir de la señal EMGdi (EMGDR). La actividad cardíaca se encuentra modulada por la respiración. Ello permitió derivar la respiración a partir de la señal ECG (EDR). Las señales EMGDR y EDR fueron comparadas y utilizadas para estimar la RR. Los resultados obtenidos en este capítulo apoyan el hecho de que la evaluación no invasiva de la actividad mecánica y eléctrica muscular respiratoria pueden ser una alternativa en el estudio no invasivo del patrón respiratorio.

4.1 Introducción

La actividad respiratoria proporciona información valiosa para el diagnóstico en pacientes con enfermedades crónicas (Yañez et al., 2012). El registro no invasivo de la actividad mecánica de los músculos esqueléticos (MMG) durante una contracción contiene información asociada a la actividad respiratoria. Considerada como la contraparte mecánica de la actividad eléctrica muscular, la señal MMG refleja la vibración lateral de las fibras musculares, y representa una herramienta complementaria para el estudio de las señales de origen muscular (Orizio, 1993). La señal MMG puede registrarse con acelerómetros, sensores piezoeléctricos, sensores de distancia láser o micrófonos (Islam et al., 2013). Mediante el uso de acelerómetros colocados sobre la superficie del tórax es posible registrar la señal MMG del músculo diafragma (MMGdi). Ello ha posibilitado evaluar de manera no invasiva la función muscular respiratoria (Sarlabous et al., 2015, 2014, 2013, 2009). La señal MMGdi posee una componente de alta (AF) y de baja (BF) frecuencia. La componente de AF se encuentra en el rango de 5 a 25 Hz y refleja la vibración muscular durante una contracción y además representa la activación de las fibras musculares durante la inspiración (Sarlabous et al., 2013). La componente de BF se encuentra en el rango de 0 a 5 Hz y representa la excursión de la caja torácica durante la inspiración debido a la contracción del diafragma. La componente de BF de la señal MMGdi se encuentra modulada en amplitud y frecuencia. Su uso ha contribuido al monitoreo de la respiración y a la extracción de información desde estudios clínicos convencionales (Lapi et al., 2014) hasta el uso de teléfonos inteligentes (Pechprasarn y Pongnumkul, 2013).

Un aspecto de relevancia en el estudio de la función muscular respiratoria es la evaluación de la sincronización o descoordinación que puedan presentar los compartimientos en

que se divide el torso. La sincronización, es un fenómeno complejo que implica el ajuste de la ritmicidad entre sistemas oscilatorios (Pikovsky et al., 2001). La dinámica respiratoria puede presentar estados de sincronía y asincronía a través del tiempo. Uno de los fenómenos de sincronización más estudiados ocurre entre la excursión del tórax (TO) y el abdomen (AB), que exhiben un cierto grado de retardo durante la respiración. La falta de coordinación en el movimiento toracoabdominal (TX) puede ser un signo de enfermedades respiratorias (Davis et al., 1993), trastornos del sueño (De Groote et al., 2002; Immanuel et al., 2013) y también se asocia con la interacción paciente ventilador (Sassoon y Foster, 2001; Sinderby et al., 2013). Además, existe una condición particular, clínicamente conocida como movimiento paradójico y que hace referencia al movimiento TX en direcciones completamente opuestas (Aliverti et al., 2009; Hammer y Newth, 2009). Como se ha puesto de manifiesto, la mayoría de los trabajos se centran en el estudio de la asincronía TX. Sin embargo, la descoordinación respiratoria no es exclusiva entre los compartimentos TO y AB, sino que también puede ser detectada de manera bilateral, es decir, entre las porciones izquierda y derecha del torso.

En la primera parte del estudio de la BF de las señales MMGdi, fue evaluada la asincronía bilateral en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) que realizaron un protocolo de carga incremental inspiratoria. Para ello, la BF de la señal MMGdi fue registrada con acelerómetros colocados en lados opuestos de la parte baja del pecho. Para estimar la asincronía bilateral se ha propuesto el uso de las técnicas basadas en la figura de Lissajous (Konno y Mead, 1967), la Transformada de Hilbert (Pikovsky et al., 2001) y el algoritmo de Motto (Motto et al., 2005).

Así como cualquier otra señal de origen biomédico, la componente de BF de la señal MMGdi está contaminada por diferentes fuentes de ruido (Golemati et al., 2009) y artefactos de movimiento (Aoude et al., 2011), comprometiendo su análisis. Asimismo, diferentes morfologías de origen respiratorio pueden llegar a observarse, lo que complica la evaluación del patrón respiratorio (Prisk et al., 2002). En este capítulo se propone el uso de la descomposición empírica en modos (DEM) como técnica que permita filtrar la BF de la señal MMGdi. La DEM es una técnica adaptativa que permite el análisis de señales no lineales y no estacionarias basada sólo en los datos de la señal en estudio (Huang et al., 1998). Este método descompone una señal en funciones oscilatorias rápidas y lentas llamadas funciones de modo intrínseco (FMI) al igual que lo hace la Transformada de Fourier o Wavelet. Posee además la ventaja de no requerir un conocimiento a priori de la señal a descomponer.

En la segunda parte del estudio de la BF de la señal MMGdi, se estimó la frecuencia respiratoria (RR). La RR, es un importante signo vital, que refleja el estatus respiratorio de un individuo y por lo tanto es un indicador del deterioro de la salud. Sin embargo, hasta la fecha, la RR es considerada como el signo vital registrado con menos frecuencia por parte del personal médico (Cretikos et al., 2008). La RR fue evaluada en un sujeto sano que realizó un protocolo

de carga incremental inspiratoria. Con la intención de obtener una medida más robusta y global de la actividad respiratoria, la BF de la señales MMGdi de ambos hemidiafragmas fueron sumadas.

Por otra parte, los sistemas de salud se enfrentan cada vez más a múltiples desafíos lo cual está conduciéndolos a la adopción de nuevas tecnologías. El uso de modernos teléfonos inteligentes está transformando los modelos de atención actuales debido a su enorme potencial para aportar soluciones a la práctica médica (OMS, 2011). Estas tecnologías están contribuyendo a mejorar la calidad de vida de la población de edad avanzada y de las personas que sufren de enfermedades crónicas (Chiarini et al., 2013).

En la tercera parte del estudio de la BF de la señal MMGdi, la RR fue estimada a partir de los registros hechos utilizando el acelerómetro triaxial incorporado en un teléfono móvil en sujetos sanos que efectuaron un protocolo de carga incremental inspiratoria. Como técnica para filtrar la BF de las señales obtenidas, se propuso el uso de la Descomposición Empírica en Modos por Conjuntos (DEMC), (Z. Wu y Huang, 2009). A diferencia de la DEM original, la DEMC aplica un cierto número de realizaciones de ruido blanco Gaussiano sumadas a la señal en estudio (Z. Wu y Huang, 2009). Ello permite reducir el fenómeno conocido como mezcla de modos, que implica que una sola FMI puede incluir señales de escala dramáticamente dispares, o una en una señal de la misma escala pueden aparecer diferentes FMI, comprometiendo la interpretación de los procesos subyacentes de la señal (Hu et al., 2012; Z. Wu y Huang, 2009).

Finalmente, en la cuarta parte de este capítulo, la señal electromiográfica del diafragma (EMGdi) fue registrada mediante el uso de un par de electrodos de disco en configuración bipolar colocados en la zona de aposición del diafragma. La actividad EMGdi contiene información eléctrica del diafragma al activarse durante la inspiración, estando la actividad electromiográfica modulada por la respiración. Dicha modulación hace posible derivar la respiración a partir de la señal EMGdi (EMGDR). Sin embargo, la señal EMGdi se encuentra contaminada por la señal electrocardiográfica (ECG). Con la intención de obtener la señal EMGDR libre de la influencia del ECG, en este trabajo se introduce el uso de la técnica de la entropía muestral con valores de tolerancia fijos o fSampEn, (Estrada et al., 2016; Sarlabous et al., 2014). Basada en la entropía muestral (Richman y Moorman, 2000), la fSampEn ha demostrado ser menos sensible en presencia de señales de tipo determinista como lo es la actividad cardíaca y más sensible en presencia de actividad estocástica como lo es la actividad electromiográfica (Estrada et al., 2016; Sarlabous et al., 2014). Por otro lado, la señal ECG contiene no sólo información relacionada con la actividad eléctrica del corazón, sino también información relacionada a la respiración (Moody et al., 1986, 1985). A medida que respiramos, la impedancia transtorácica (llenado y vaciado de los pulmones), junto al movimiento de los electrodos con respecto al corazón inducen una modulación sobre la señal de ECG (Moody

et al., 1985). Dicha modulación en la actividad cardíaca permite derivar la señal respiratoria a partir de la señal ECG (EDR). El desempeño las señales EMGDR y EDR fue evaluado a diferentes niveles de carga inspiratoria así como su uso para extraer la RR.

4.2 Materiales y métodos

4.2.1 Adquisición de señales MMGdi en pacientes con EPOC

En este apartado, se evaluaron las señales registradas en 11 pacientes varones que padecen de EPOC, de los cuales siete son severos y cuatro son muy severos. El registro de la base de datos fue realizado en el Hospital del Mar de Barcelona, España (Sarlabous et al., 2015). La Tabla 4. 1 muestra los datos antropométricos de los diferentes pacientes con EPOC.

Tabla 4. 1 Datos antropométricos de los pacientes con EPOC

Paciente	Grado de severidad	masa (kg)	altura (m)	edad (años)	IMC (kg/m ²)
P1	severo	72.00	1.67	75	25.82
P2	severo	45.00	1.64	74	16.73
P3	severo	79.00	1.66	77	28.67
P4	severo	59.00	1.58	70	23.63
P5	severo	55.00	1.58	75	22.03
P6	severo	63.00	1.58	66	25.24
P7	severo	76.00	1.76	71	24.54
P8	muy severo	53.00	1.66	51	19.23
P9	muy severo	58.00	1.62	65	22.10
P10	muy severo	77.00	1.73	67	25.73
P11	muy severo	59.00	1.73	69	19.71
media ± SD	severos	64.14 ± 12.25	163.86 ± 6.64	72.57 ± 3.78	23.81 ± 3.73
media ± SD	muy severos	61.75 ± 10.50	168.50 ± 5.45	63.00 ± 8.16	21.69 ± 2.97
media ± SD	todos	63.27 ± 11.16	165.55 ± 6.39	69.09 ± 7.20	23.04 ± 3.48

IMC: índice de masa corporal, SD: desviación estándar.

Los características espirométricas y de intercambio de gases para el estudio de la función respiratoria de los pacientes con EPOC se reportan en la Tabla 4. 2. Además, todos los pacientes con EPOC fueron clasificados de acuerdo a los criterios diagnósticos adecuados y señalados en (GOLD, 2016).

Tabla 4. 2 Registros espirométricos y de intercambio de gases para el estudio de la función respiratoria de los pacientes con EPOC

Paciente	Grado de severidad	FEV ₁ (%)	FVC (%)	% FEV ₁ /FVC	RV (mL)	TLC (mL)	RV/TLC (%)	DLCO %	KCO %	PIM (cm H ₂ O)
P1	severo	36.00	52.00	48.62	4.96	7.01	70.76	42.00	56.00	35.83
P2	severo	35.00	56.00	43.66	5.01	6.95	72.09	44.00	70.00	40.53
P3	severo	44.00	62.00	49.41	4.82	6.99	68.96	63.00	65.00	66.67
P4	severo	51.00	NR	52.00	4.74	7.87	60.23	77.00	71.00	81.30
P5	severo	40.00	56.00	50.00	NR	4.40	NR	74.00	76.00	41.84
P6	severo	34.00	49.00	51.00	6.27	8.50	73.76	49.00	44.00	80.24
P7	severo	42.00	63.00	47.00	NR	NR	64.00	48.00	62.00	57.78
P8	muy severo	18.00	49.00	28.63	7.23	8.93	80.96	18.00	39.00	74.97
P9	muy severo	24.00	42.00	41.17	4.89	6.57	74.43	38.00	60.00	79.28
P10	muy severo	22.00	43.00	34.63	8.89	11.10	80.09	42.00	54.00	91.25
P11	muy severo	18.00	47.00	28.00	5.88	7.61	77.27	37.00	76.00	59.48
media ± SD	severos	40.29± 6.02	56.33±5.47	48.81±2.79	5.16±0.63	6.95±1.40	68.30±5.18	56.71±14.51	63.43±10.77	57.74±19.02
media ± SD	muy severos	20.50±3.00	45.25±3.30	33.11±6.15	6.72±1.73	8.55±1.95	78.19±2.96	33.75±10.72	57.25±15.31	76.25±13.13
media ± SD	todos	33.09±11.14	51.90±7.28	43.10±8.88	5.85±1.42	7.59±1.74	72.25±6.63	48.36±17.18	61.18±2.23	64.47±18.86

FEV1: volumen espiratorio forzado en el primer segundo, FVC: capacidad vital forzada, FEV1/FVC: proporción de la capacidad vital forzada exhalada en el primer segundo, RV: volumen residual, TLC: capacidad pulmonar total, RV/TLC: ratio del RV y la TLC, DLCO: capacidad de difusión del monóxido de carbono, KCO: coeficiente de transferencia de monóxido de carbono, %: porcentaje con respecto al valor predicho o esperado, PIM: presión inspiratoria máxima SD: desviación estándar. NR: información no reportada.

A todos los pacientes con EPOC se les instruyó a realizar un protocolo de carga incremental inspiratoria. Los pacientes permanecieron sentados cómodamente y respiraron a través de una boquilla mientras llevaban un clip nasal desechable para evitar la respiración nasal. La Pmouth fue controlada mediante la adición de pesos externos (50 g ~ 10 cmH₂O de Pmouth) a un émbolo, con la intención de ocluir el circuito respiratorio del paciente e imponer una carga inspiratoria. Los pacientes debieron respirar por la boca de tal manera que pudieran abrir el circuito respiratorio levantando el émbolo y los pesos añadidos. Por el contrario, en la exhalación, el circuito respiratorio permite a los pacientes respirar de manera normal y sin ningún tipo de obstrucción. Durante el protocolo respiratorio, los pesos fueron añadidos de manera gradual en intervalos de dos minutos. Los pacientes comenzaron a respirar espontáneamente a volumen corriente (sin pesos) y finalizaron cuando ya no podían respirar, alcanzando una carga máxima y por lo tanto una Pmouth máxima (claudicación). Durante el desarrollo protocolo, el personal médico alentó a los pacientes a mantener el patrón respiratorio.

La Pmouth fue medida con un transductor de presión diferencial (TSD160, Biopac Systems, Inc., Santa Bárbara, CA, EE.UU.). La actividad MMGdi fue registrada de forma bilateral, es decir, en los hemidiafragmas izquierdo (MMGdi_{izq}) y derecho (MMGdi_{der}) utilizando dos acelerómetros uni axiales capacitivos (K-Beam 8305A, Kistler, Amherst, EE.UU.). Los acelerómetros fueron ubicados cercanos a la zona de aposición del diafragma, en el área de las costillas, al nivel del séptimo y octavo espacio intercostal y a lo largo de la línea media clavicular. Las señales fueron amplificadas, filtradas en forma analógica y digitalizadas con un sistema de análogo a digital (MP100, Biopac Systems, Inc., Santa Bárbara, CA, EE.UU.) con una resolución de 12 bits y una frecuencia de muestreo de 2000 Hz. Las señales Pmouth y MMGdi fueron diezmadas a una frecuencia de muestreo de 200 Hz.

4.2.2 Descomposición Empírica en Modos (DEM)

Con la intención de filtrar el nivel de ruido en las señales MMGdi, se aplicó el método de descomposición empírica en modos (DEM). La DEM es un método adaptativo desarrollado especialmente para el análisis de señales no lineales y no estacionarias (Huang et al., 1998) y que ha encontrado aplicaciones para el procesamiento de datos biomédicos (M. Wu y Huang, 2009). En un sentido general, una señal $x(t)$ puede ser representada en términos modulados en amplitud y frecuencia como:

$$x(t) = \sum_{n=1}^N a_n(t) \cos(\varphi_n(t)) \quad (4.1)$$

Sin requerir de un conocimiento previo de la naturaleza de la señal a estudiar, la DEM descompone la señal $x(t)$ de forma iterativa en un conjunto componentes oscilatorias

denominadas funciones de modo intrínseco (FMI), moduladas en amplitud y en frecuencia. Las FMI pueden ser interpretadas como una estructura de banco de filtros similar a la obtenida a través de la descomposición Wavelet (Flandrin, 2004). Dada una señal, ésta se descompone en FMI que contienen oscilaciones rápidas y lentas (Torres et al., 2007). Por definición, una FMI debe satisfacer dos condiciones (Huang et al., 1998):

- a) El número de extremos (máximos y mínimos) y el número de cruce por cero deben ser o bien iguales o diferir a lo sumo en uno en todo el conjunto de datos.
- b) Para todo punto, el valor medio de la envolvente, definida por los máximos locales (envolvente superior) y la envolvente definida por los mínimos locales (envolvente inferior) debe ser cero.

Dada una señal $x(t)$ el procedimiento para el cálculo de la DEM es el siguiente (Huang et al., 1998):

1. Identificar todos los extremos de $x(t)$. Inicializar $d_0(t) = x(t)$.
2. Construir una envolvente superior $e_{sup}(t)$ y una envolvente inferior $e_{inf}(t)$ a través de interpolación por splines cúbicos de todos los máximos y mínimos locales, respectivamente. Se calcula la media de las envolventes:

$$m(t) = \frac{e_{sup}(t) + e_{inf}(t)}{2}$$

3. Extraer el detalle $d_1(t) = d_0(t) - m(t)$. Si $d_1(t)$ satisface los dos criterios anteriores (a y b) para ser considerado candidato a una FMI, entonces $c_1(t) = d_1(t)$ se convierte en una FMI. De lo contrario, se vuelve al paso 1 reemplazando $x(t)$ con $d_1(t)$.

Cabe resaltar que en la práctica, los pasos anteriores tienen que ser refinados por un procedimiento conocido como cribado en el que se repiten los pasos de 1 a 3 sobre la señal $d_1(t)$ hasta que se considere tenga un valor medio de cero de acuerdo a un criterio de parada. Una vez conseguido esto, $d_1(t)$ puede considerarse como la FMI.

4. El residuo $r_1(t) = x(t) - c_1(t)$ se toma como los datos originales $x(t)$.
5. Los pasos de 1 a 4 se repiten para obtener todas las FMI posibles.
6. El proceso iterativo termina cuando $r_1(t)$ es una constante, o una pendiente monótona o una función con un solo valor extremo.

Finalmente, la señal original $x(t)$ está representada en términos de las FMI y el residuo obtenido con el método de DEM como:

$$x(t) = \sum_{n=1}^N c_n(t) + r_N(t) \quad (4.2)$$

donde N es el número de FMIs, $c_n(t)$ es el la n -ésima FMI y $r_N(t)$ es el residuo final. La implementación del algoritmo de la DEM es la propuesta en (Rilling et al., 2003). Como criterio de detención hemos utilizado el método de umbrales (Rilling et al., 2003). Este consiste en el uso de dos umbrales θ_1 y θ_2 , donde el primero garantiza de manera global pequeñas fluctuaciones de la media de la envolvente alrededor de cero y el último localmente tiene en consideración fluctuaciones altas. El método de umbrales introduce los siguientes términos:

La amplitud de modo:

$$a(t) = \frac{e_{sup}(t) - e_{inf}(t)}{2} \quad (4.3)$$

La función de evaluación:

$$\sigma(t) = \left| \frac{m(t)}{a(t)} \right| \quad (4.4)$$

de tal manera que el proceso de cribado finaliza cuando se cumple que $\sigma(t) < \theta_1(t)$ para alguna fracción prescrita $(1 - \alpha)$ de la duración total de la serie temporal, mientras que se cumple $\sigma(t) < \theta_2(t)$ para el resto. El parámetro α se denomina también como parámetro de tolerancia. En este capítulo, los umbrales θ_1 y θ_2 , y α fueron ajustados a 0.05, 0.5 y 0.05, respectivamente (Rilling et al., 2003).

La DEM fue calculada en segmentos de 10 s cada 5 s sobre la señal MMGdi (Stepien, 2014). Durante su ejecución, la DEM puede presentar algunos inconvenientes tales como el efecto en los extremos (Rilling et al., 2003). Para evitar la distorsión en los inicios y finales de los segmentos, se optó por evaluar aquellas FMI en una ventana centrada en 5 s. Para la selección de los segmentos de FMI centrados en 5 s, se evaluó la densidad espectral de potencia (DEP) utilizando el método del periodograma (ventana Hamming). Seguidamente fue calculada la frecuencia pico de la DEP. Los segmentos FMI fueron seleccionados si su frecuencia pico se encuentra en el rango de 0.1 a 0.7 Hz para posteriormente ser sumados y con ellos se reconstruye el segmento de 5 s. Debido a que al concatenar los diferentes tramos de señal reconstruida pueden persistir ciertos saltos por el efecto de los extremos, se agregó una etapa adicional aplicando un filtrado Butterworth de cuarto orden y fase cero, con frecuencia de corte de 2 Hz.

4.2.3 Métodos utilizados para el cálculo de la asincronía bilateral de señales MMGdi

Tres técnicas fueron utilizadas para la estimación de la asincronía. El cálculo de la asincronía se traduce en poder evaluar el desfase entre dos señales $x_1(t)$ y $x_2(t)$.

1. **Figura de Lissajous:** consiste en una representación paramétrica del movimiento entre dos compartimientos (Agostoni y Mognoni, 1966; Konno y Mead, 1967). La fase θ es calculada como:

$$\theta = \sin^{-1}\left(\frac{m}{s}\right) \quad (4.5)$$

donde m corresponde al rango de excursión de la abscisa en el punto medio de la excursión de la ordenada, mientras que s es la máxima excursión en la abscisa.

2. **Transformada de Hilbert:** calcula la amplitud y fase instantánea de una señal $x(t)$ a través de la construcción de una señal analítica $\zeta(t)$, la cual es una función compleja y definida como (Pikovsky et al., 2001):

$$\zeta(t) = x(t) + ix_H(t) = A(t)e^{i\phi(t)} \quad (4.6)$$

Donde $x_H(t)$ es la transformada de Hilbert de $x(t)$. La amplitud instantánea $A(t)$ y la fase $\phi(t)$ están definidas como:

$$A(t) = \sqrt{x^2(t) + x_H^2(t)} \quad (4.7)$$

$$\phi(t) = \tan^{-1}\left(\frac{x_H(t)}{x(t)}\right) \quad (4.8)$$

Dadas dos señales $x_1(t)$ y $x_2(t)$, en donde $\phi_1(t)$ y $\phi_2(t)$ son sus respectivas fases instantáneas, la diferencia de fases $\phi_2(t) - \phi_1(t)$ puede obtenerse como:

$$\Delta\phi(t) = \tan^{-1}\left(\frac{x_{H1}(t)x_2(t) - x_1(t)x_{H2}(t)}{x_1(t)x_2(t) + x_{H1}(t)x_{H2}(t)}\right) \quad (4.9)$$

donde $x_{H1}(t)$ y $x_{H2}(t)$ son la transformada de Hilbert de las señales $x_1(t)$ y $x_2(t)$.

3. **Algoritmo de Motto:** dadas dos señales $x_1(t)$ y $x_2(t)$, estas son convertidas a números binarios, y luego se comparan mediante una compuerta lógica XOR (Motto et al., 2005). La fase φ es dada por:

$$\varphi = \frac{\tau}{T} \quad (4.10)$$

donde τ es el tiempo en que las señales evaluadas son diferentes en un período de tiempo T .

A modo de ejemplo, la Figura 4. 1 muestra el uso de los métodos de estimación de asincronía propuestos.

Sean $x_1(t)$ y $x_2(t)$ dos señales periódicas sinusoidales con períodos T_1 y T_2 iguales a 2 s y amplitudes A_1 y A_2 iguales a 1. La señal $x_2(t)$ se encuentra adelantada en $\pi/4$ rad respecto a la señal $x_1(t)$.

$$x_1(t) = \text{sen}(\pi t)$$

$$x_2(t) = \text{sen}(\pi t - \pi/4)$$

A partir de la figura de Lissajous (Figura 4. 1 g) se obtiene los valores $m = 1.414$ y $s = 2$ por lo que:

$$\theta = \sin^{-1}\left(\frac{1.414}{2}\right) \approx 45^\circ$$

Para el caso de la transformada de Hilbert se observa un desfase instantáneo entre señales y que tienen un valor medio de 45° (Figura 4. 1 h). Se puede apreciar además, que el desfase instantáneo presenta un incremento en sus valores extremos (discontinuidades).

En el caso del algoritmo de Motto, la aplicación de la condición XOR muestra dos segmentos de longitud 0.25 s (Figura 4. 1 i). Por lo tanto

$$\varphi = \frac{2(0.25s)}{2s} \cdot 180^\circ \approx 45^\circ$$

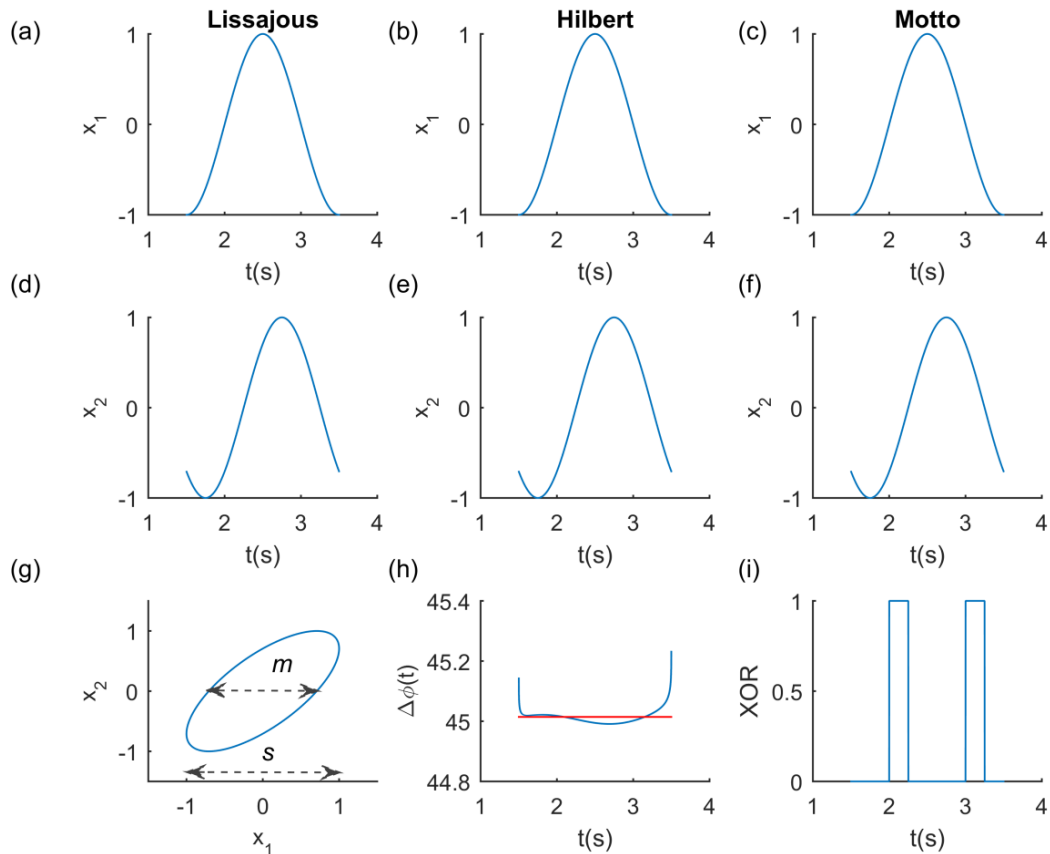


Figura 4. 1 Evaluación de los parámetros de asincronía. Comparación de dos señales x_1 y x_2 (a y d) para generar (g) la representación de la figura de Lissajous. Evaluación de la transformada de Hilbert dos señales x_1 y x_2 (b y e) para (h) el cálculo del desfase instantáneo y medio (línea de color rojo). Comparación de dos señales x_1 y x_2 (c y f) mediante el uso de una compuerta lógica XOR para determinar el desfase.

Para el cálculo de la asincronía entre ambos hemidiafragmas, en primer lugar se identificaron los ciclos respiratorios mediante la detección del inicio del período inspiratorio en señal Pmouth. En segundo lugar, se obtuvo un valor de la asincronía al promediar cinco valores consecutivos detectados cada 2 min (incremento gradual de los pesos). Los ciclos fueron seleccionados mediante inspección visual y fueron utilizados sino estaban corruptos por artefactos de movimiento, tos o interferencias propias de la adquisición. Los valores de asincronía fueron ajustados al intervalo de 0° a 180° . Con el objetivo de comparar los datos, la señal de Pmouth se normalizó por el valor máximo alcanzado en la última carga inspiratoria. Las cargas inspiratorias normalizadas se analizaron al 5, 20, 40, 60, 80 y 100 % del valor Pmouth máximo alcanzado.

4.2.4 Adquisición de señales MMGdi en un sujeto sano

En este apartado fue registrado un sujeto sano, no fumador y sin antecedentes médicos de enfermedades respiratorias. Previo a la participación del sujeto, se obtuvo su consentimiento por escrito y con la aprobación del Comité de Ética del Hospital del Mar, Barcelona, España. Las señales $MMGdi_{izq}$ y $MMGdi_{der}$ fueron adquiridas usando dos acelerómetros uniaxiales de tipo capacitivos (K-Beam 8312B2, Kistler, Suiza), colocados en lados opuestos de la caja torácica, entre el séptimo y el octavo espacio intercostal y lateral a la línea media claviclar de manera similar al procedimiento reportado en el apartado 4.2.1. Al mismo tiempo, fue adquirida la Pmouth por medio de un transductor de presión (355 Digima Premo, Special Instruments, Alemania). El sujeto permaneció sentado durante el estudio y se le solicitó que respirase a través de un tubo con una boquilla, mientras que sus fosas nasales fueron ocluidas con un clip nasal. Seguidamente, el sujeto fue instruido por el personal médico a que respirase de forma continua y profunda. Durante la inspiración, los incrementos en la Pmouth (10 cm H₂O) se generaron mediante la adición de pesos (50 g) a un émbolo en intervalos de dos minutos. En la exhalación, no hubo oclusión del tubo y el sujeto pudo exhalar de manera normal. El incremento en la Pmouth puede traducirse como cambios en el esfuerzo de los músculos respiratorios. Los datos fueron registrados a través de un sistema de adquisición de datos (MP100, Biopac Systems, Inc.) a una frecuencia de muestreo de 2000 Hz, amplificados, filtrados, y convertidos de análogo a digital (resolución de 12 bits). Además, las señales fueron diezmadas a una frecuencia de muestreo de 200 Hz. Para obtener la componente de BF de las señales MMGdi, éstas fueron filtradas paso bajo utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden y fase cero, con una frecuencia de corte de 5 Hz. Con la intención de obtener una medida mucho más robusta, la BF izquierda y derecha de ambos hemidiafragmas fueron sumadas.

4.2.5 Comparación y extracción de la frecuencia respiratoria en señales MMGdi en un sujeto sano

La frecuencia respiratoria (RR) de las señales Pmouth (RR_p) y MMGdi (RR_{MMGdi}) fueron estimadas tomando el valor pico en cada ciclo respiratorio y calculando la media de las diferencia en ventanas de 30 s sin solapamiento. Debido a la alta sensibilidad que poseen los acelerómetros, aquellos segmentos fuertemente contaminados por artefactos de movimiento fueron detectados visualmente y descartados. El grado de asociación entre los pares RR_p y RR_{MMGdi} fue evaluado utilizando el coeficiente de correlación de Pearson (r). Además, el grado de acuerdo entre las dos medidas fue evaluado mediante el gráfico de Bland-Altman. Para ello, se calculó el error sistemático (media de las diferencias) y los límites de acuerdo (media de las

diferencias ± 2 desviaciones estándar de las diferencias) dentro del cual se espera se encuentren el 95% de las diferencias entre las mediciones (Bland y Altman, 1986).

4.2.6 Adquisición de señales MMGdi registradas en sujetos sanos utilizando un teléfono móvil

En este apartado, cinco sujetos varones sanos, no fumadores, sin historial médico relevante y libres de enfermedades cardiorrespiratorias fueron reclutados. Los sujetos participaron de forma voluntaria y dieron su consentimiento informado por escrito previo de su inclusión en el estudio y con la aprobación de la Junta de Revisión Institucional del Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), Barcelona, España. El registro de las señales se llevó a cabo en el Grupo de Procesamiento e Interpretación de Señales Biomédicas del IBEC. La Tabla 4. 3 muestra los datos antropométricos de los diferentes sujetos.

Tabla 4. 3 Datos antropométricos de los sujetos sanos registrados

Sujeto	masa (kg)	altura (m)	edad (años)	IMC (kg/m ²)
S1	84.00	1.70	32.00	29.07
S2	80.00	1.71	34.00	27.36
S3	82.00	1.78	31.00	25.88
S4	92.00	1.90	43.00	25.48
S5	72.00	1.75	34.00	23.51
media \pm SD	82.00 \pm 7.21	1.77 \pm 0.08	34.80 \pm 4.76	26.26 \pm 2.08

IMC: índice de masa corporal, SD: desviación estándar.

4.2.7 Uso de un dispositivo entrenador de los músculos inspiratorios

Con la intención de imponer una carga inspiratoria para activar el músculo diafragma durante la fase inspiratoria, en esta tesis hemos propuesto el uso de un entrenador de los músculos inspiratorios (Threshold IMT, Philips Respironics, Ámsterdam, Países Bajos), como el mostrado en la Figura 4. 2.

Este dispositivo ha sido utilizado para el entrenamiento y la mejora de la musculatura inspiratoria en pacientes con una variedad de condiciones médicas incluyendo la EPOC (de Andrade et al., 2005; Larson et al., 1988) y durante el proceso de destete en cuidados intensivos (Martin et al., 2013). Este dispositivo fue seleccionado para este trabajo ya que ofrece una

alternativa menos costosa, más simple de utilizar, además de ser portátil en comparación al sistema tradicional basado en émbolos que es utilizado en la clínica para generar una presión inspiratoria (Johnson et al., 1996). Por lo tanto, el uso del dispositivo IMT ha permitido llevar a cabo registros durante un protocolo inspiratorio sin necesidad de hacer uso de las instalaciones hospitalarias.

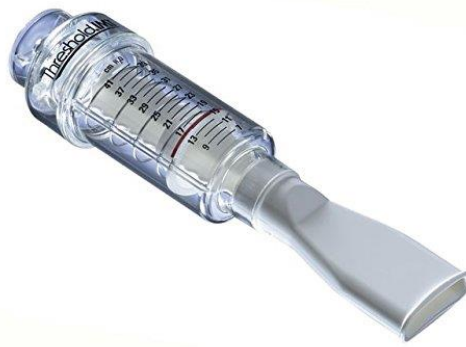


Figura 4. 2 Dispositivo para el entrenamiento de los músculos respiratorios y utilizado para la activación de la musculatura inspiratoria. Threshold IMT, Philips Respironics, Ámsterdam, Países Bajos.

La característica principal de este dispositivo es que permite generar una presión constante y ajustable durante la inspiración, independiente del flujo, a través de una válvula flexible presionada por un resorte (resistencia lineal), (Gosselink et al., 1996). En la Figura 4. 3 se muestran las curvas de flujo-presión generadas a partir del dispositivo IMT. Se puede observar que al incrementar el flujo respiratorio (AF) la presión registrada se mantiene constante al ser evaluados diferentes valores de presión en un rango de 11 a 41 cm H₂O.

La activación de este dispositivo se inicia a partir de una presión umbral (P_{th}) o de apertura y es definida como aquella presión justo antes de que el flujo de aire inicie (Johnson et al., 1996) tal como se observa en la Figura 4. 3. Este dispositivo tiene un rango de trabajo de 9 a 41 cm H₂O, una resolución de 2 cmH₂O, una precisión de ± 2 cmH₂O y una reproducibilidad de ± 1 cm H₂O.

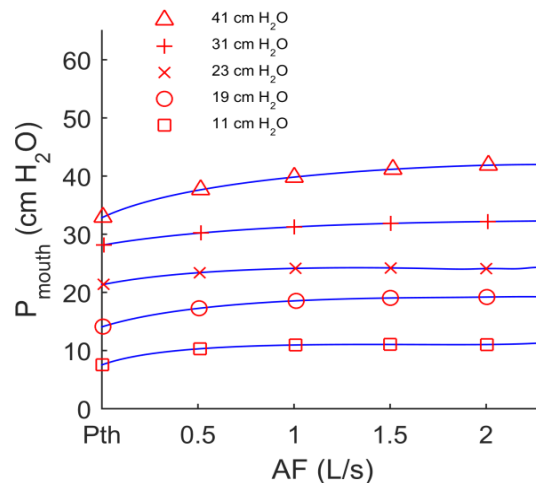


Figura 4. 3 Curvas de flujo-presión de un dispositivo para el entrenamiento de los músculos respiratorios. P_{th}: presión umbral justo antes de que el flujo de aire se inicie en el dispositivo para el entrenamiento de los músculos respiratorios, (Johnson et al., 1996).

Se les pidió a los sujetos inhalar a través de una boquilla conectada a la entrada de un tubo en T junto con el dispositivo entrenador de la musculatura inspiratoria acoplado a su salida. La P_{mouth} se midió con un transductor de presión diferencial (TSD 160, Biopac Systems, Inc.) conectado a un amplificador modular (DAC100C, Biopac Systems, Inc.) con una ganancia de 50, conectado al tubo en T y a un tubo 60 cm de longitud. Los sujetos fueron sometidos a un protocolo de carga incremental inspiratoria en el que inicialmente inhalaron a través de una boquilla sin ningún tipo de obstrucción (respiración tranquila), seguido del uso del dispositivo IMT mientras estaban sentados y llevaban un clip desechable en la nariz para evitar algún escape de aire. El dispositivo IMT se ajustó a 9, 17, 25 y 33 cm H₂O de carga inspiratoria.

El protocolo de carga inspiratoria sin y con el uso del dispositivo IMT fue llevado a cabo durante 2 minutos y con 3 minutos de descanso. Por otra parte, los sujetos respiraron sin ningún patrón respiratorio específico. Las señales se registraron utilizando el acelerómetro triaxial (LMS330DLC, STMicroelectronics) incorporado en un teléfono inteligente (Samsung Electronics Co., Seúl, Corea del Sur, Galaxy SIII, modelo GT-I9300) que utilizaba el sistema operativo Android (versión 4.3). Al respirar, el teléfono móvil permite registrar las componentes de la aceleración acc_x , acc_y y acc_z a lo largo de los tres ejes ortogonales x , y (aceleración de la gravedad) y z , respectivamente, a una frecuencia cercana a los 100 Hz. Este dispositivo fue posicionado a nivel de la parte derecha del pecho, entre la línea axilar media y la línea axilar anterior, y por encima del margen costal con el propósito de obtener los mejores registros de señal basados en el procedimiento reportado en los apartados 4.2.1 y 4.2.4. El teléfono inteligente fue sujetado de forma segura con un cinturón elástico en posición vertical y con la

pantalla orientada hacia afuera, como se ilustra en la Figura 4. 4. Los registros se realizaron sin tener contacto directo con la piel.

Los datos sin procesar fueron capturados utilizando una aplicación basada en el sistema operativo Android (AndroSensor, v1.9.6.3), la cual permite hacer registros utilizando una frecuencia de muestreo de hasta 200 Hz (Fiv, 2015). En forma simultánea se registraron la Pmouth, el flujo de aire respiratorio (AF) y una señal de aceleración de referencia (Aref). La señal Aref fue capturada utilizando un acelerómetro uniaxial de tipo capacitivo (K-Beam 8305A, Amherst, USA), que fue adherido a la pantalla del teléfono inteligente usando una cinta de doble cara en la parte inferior izquierda y conectado a un módulo interfaz (UIM100C, Biopac Systems, Inc, Santa Bárbara, CA, USA). El acelerómetro uniaxial fue colocado sobre la posición en la que se localiza el acelerómetro triaxial del teléfono inteligente (alrededor de 5 cm del borde inferior derecho).

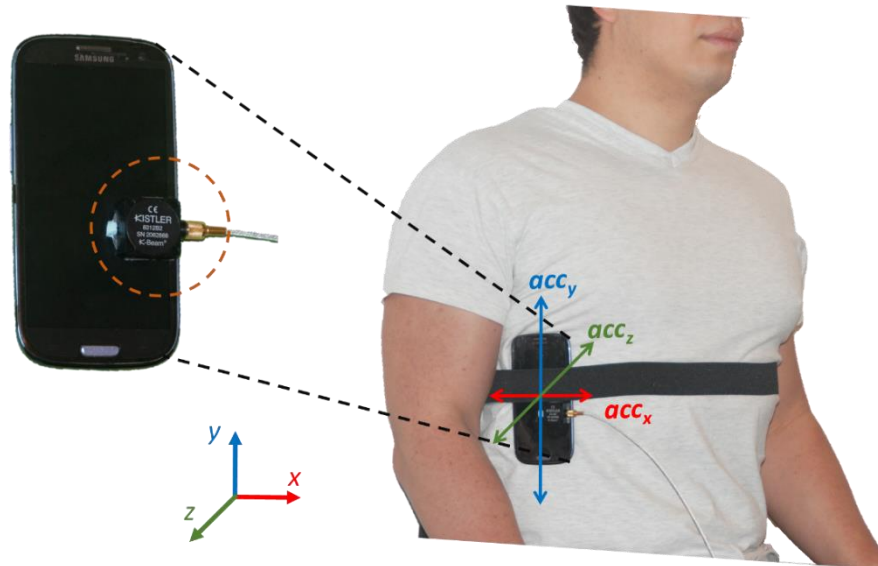


Figura 4. 4 Posición del teléfono inteligente para el registro de la respiración en la parte derecha del pecho, entre la línea axilar media y la línea axilar anterior y por encima del margen costal. Sobre la pantalla del teléfono inteligente fue colocado un acelerómetro uni axial para obtener una señal de respiración de referencia. El acelerómetro incorporado en el teléfono móvil es de tipo triaxial lo cual permite el registro de las componentes acc_x , acc_y (gravedad) y acc_z de la aceleración a lo largo de los tres ejes ortogonales x , y y z .

La señal Pmouth fue medida utilizando un transductor de presión diferencial (TSD160, Biopac Systems, Inc.). La señal AF fue medida con un neumotacógrafo (TSD107B, Biopac Systems). Ambas señales fueron amplificadas usando amplificadores diferenciales modulares (DAC100C, Biopac Systems, Inc.) con una ganancia de 50 y un filtro pasa bajos análogo con frecuencial de corte de 300 Hz. Los datos fueron muestreados a una frecuencial de 2000 Hz

utilizando un sistema de adquisición de datos analógico a digital de 16 bits (MP150, Biopac Systems, Inc.). Las señales fueron transferidas a un ordenador para ser visualizadas en tiempo real y almacenadas mediante el software que asociado al equipo (v.3.2 software AcqKnowledge). Posteriormente, las señales Pmouth, AF y Aref fueron submuestreadas a una frecuencia de 100 Hz. La señal AF fue filtrada usando un filtro pasa banda Butterworth de cuarto orden y fase cero con frecuencias de corte entre 0.05 y 1 Hz. Por otra parte, debido a que la captura de la señal acc_z fue realizada con un equipo diferente y de forma no simultánea respecto al equipo utilizado para la captura de las señales Pmouth, AF y Aref ésta se encuentra desfasada. Con la intención de corregir el desfase de la señal acc_z , se utilizó la correlación cruzada entre las señales Aref y acc_z . La Figura 4. 5 muestra 30 s de las señales (a) Pmouth (b) AF, (c, d y e) las componentes de la aceleración acc_x , acc_y y acc_z del acelerómetro triaxial del teléfono móvil y (f) Aref registradas al imponer una carga inspiratoria de 25 cm H₂O.

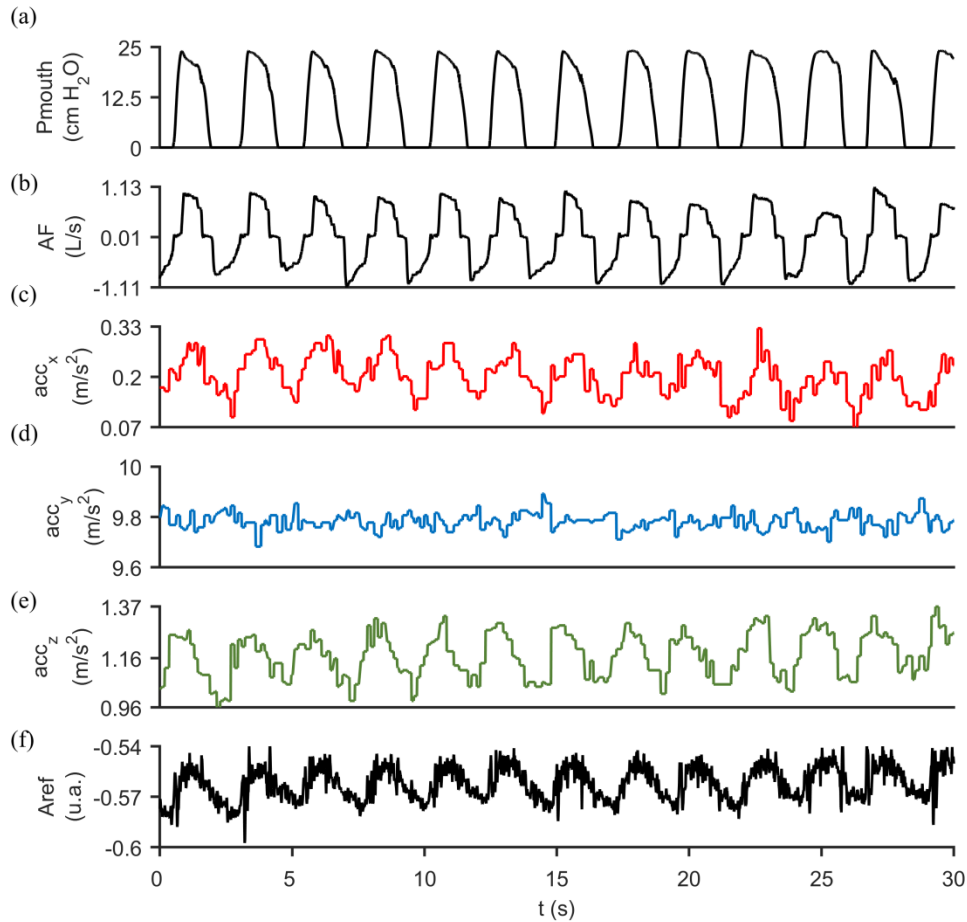


Figura 4. 5 Señales sin procesar adquiridas durante un protocolo de carga inspiratoria a 25 cmH₂O. (a) Presión inspiratoria en boca (Pmouth), (b) flujo de aire respiratorio (AF). (c, d y e) corresponden a las señales de la aceleración acc_x , acc_y , acc_z , registradas con un teléfono inteligente. (f) es la señal de aceleración de referencia (Aref).

La frecuencia de muestreo del teléfono inteligente mostró ser no constante. Por lo tanto, todas las señales fueron remuestreadas con la intención de hacer fija la frecuencia de muestreo. La Figura 4. 6 muestra la distribución de la frecuencia de muestreo de todos los registros. Como se aprecia, la frecuencia de muestreo no es constante, alcanzando valores mínimos y máximos entre 3.3 y 1000 Hz, respectivamente. La mediana y la desviación estándar fueron 200.0 y 310.7 Hz, respectivamente. Basado en lo anterior, todos los registros fueron remuestreados a una frecuencia de muestreo fija de 100 Hz usando interpolación lineal.

En el presente estudio, la componente acc_z de la aceleración fue seleccionada, ya que es perpendicular a la pantalla del teléfono inteligente y por lo tanto en dirección de la excursión de la caja torácica. Cabe destacar que en ciertos casos las componentes acc_x y acc_y también registraron la actividad respiratoria (Figura 4. 5).

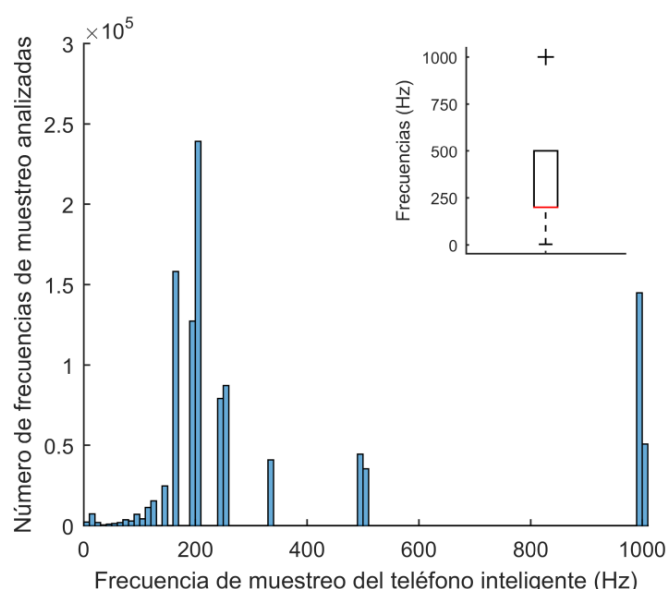


Figura 4. 6 Distribución de la frecuencia de muestreo no constante del teléfono inteligente.

4.2.8 Descomposición Empírica en Modos por Conjuntos

En el apartado 4.2.2 se propuso como técnica para eliminar el ruido contenido en la BF de las señales MMGdi el método de la DEM. Dicho método también puede ser utilizado sobre las señales registradas con el acelerómetro triaxial del teléfono móvil para la eliminación de ruido. No obstante, es importante resaltar que al aplicar la DEM ocurre un fenómeno conocido como mezcla de modos, esto es, una sola FMI puede incluir señales de escala dramáticamente dispares, o una en una señal de la misma escala (oscilaciones) pueden aparecer diferentes FMI, lo que trae como consecuencia la pérdida de la interpretación de los procesos subyacentes de la señal (Hu et al., 2012; Z. Wu y Huang, 2009).

Para superar el problema de la mezcla de modos en la DEM original, se ha propuesto el uso de la Descomposición Empírica en Modos por Conjuntos (DEMC), una técnica asistida por ruido (Z. Wu y Huang, 2009). Básicamente, en la DEMC se aplica un cierto número de realizaciones de ruido blanco Gaussiano sumadas a la señal de interés $x(t)$, es decir

$$x_i(t) = x(t) + w_i(t) \quad (4.11)$$

donde $w_i(t)$ es una realización de ruido blanco Gaussiano y $x_i(t)$ es la señal de interés con ruido Gaussiano añadido, con $i = 1, 2, \dots, N$.

Luego la señal $x_i(t)$ se descompone utilizando la DEM obteniendo sus modos FMI_{ij} y un residuo r_i . Por lo que $x_i(t)$ puede reescribirse como:

$$x_i(t) = \sum_{j=1}^M FMI_{ij} + r_i \quad (4.12)$$

donde $j = 1, 2, \dots, M$

En general se obtienen $N \times M$ modos FMIs y N residuos r . El ruido blanco Gaussiano añadido es suprimido al promediar el conjunto correspondiente de FMIs y residuos.

$$\overline{FMI}_j(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N FMI_{ij} \quad (4.13)$$

$$\bar{r}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N r_i \quad (4.14)$$

Finalmente, la señal $x(t)$ es reconstruida como

$$x(t) = \sum_{j=1}^M \overline{FMI}_j(t) + \bar{r}(t) \quad (4.15)$$

El efecto de agregar ruido blanco Gaussiano, el cual tiene escalas distribuidas uniformemente a través de todo el espacio tiempo-frecuencia, hace que la DEM actúe como un banco de filtros diádico, consiguiendo de este modo separar las diferentes escalas de frecuencia (Flandrin et al., 2004; Wu y Huang, 2004).

En este apartado, hemos generado 100 realizaciones con ruido blanco Gaussiano, valor que ha demostrado ser aceptable para utilizarse en la DEMC (Lozano et al., 2016; Zhang et al., 2010). El ruido añadido tuvo una relación señal/ruido de 30 dB. Además, el ancho de banda del ruido añadido fue limitado aplicando un filtro pasa bajas Butterworth de orden 8 y fase cero con

una frecuencia de corte de 40 Hz, cubriendo el ancho de banda de las señales del acelerómetro del teléfono inteligente. Esto permite reducir el costo computacional y mejorar el desempeño de la DEMC (Zhang et al., 2010).

4.2.9 Análisis de Fluctuaciones sin Tendencias

El principal reto al utilizar los métodos basados en técnicas de eliminación de ruido aplicando la DEM o la DEMC es poder adoptar un criterio para la selección adecuada de aquellas FMI que contengan información relevante de la señal original y poder rechazar aquellas FMI innecesarias o ruidosas. En el apartado 4.2.2 hemos utilizado como parámetro para discriminar aquellas FMIs con ruido la frecuencia pico de la densidad espectral de potencia. En esta sección hemos adoptado la técnica conocida como Análisis de Fluctuaciones sin Tendencias (DFA).

El DFA es un método de análisis que permite detectar y cuantificar las correlaciones de largo alcance en los datos de series temporales no estacionarias en presencia de ruido (Peng et al., 1994). Propuesto inicialmente para el estudio del ADN, el DFA utiliza el procedimiento descrito a continuación (Peng et al., 1994):

1. Sea $x(t)$ una serie temporal de longitud N , ésta se integra sustrayéndole su valor promedio. Este paso es llamado también suma acumulativa y está definida como:

$$y(k) = \sum_{t=1}^k (x(t) - \bar{x}(t)), \quad k = 1, \dots, N \quad (4.16)$$

donde $\bar{x}(t)$ es el valor promedio de $x(t)$, k la muestra en estudio y N el número total de muestras.

2. Luego $y(k)$ se divide en un número L cajas (ventanas) de igual tamaño. Cada caja tiene un tamaño o un número de muestras n . Según el segmentado aplicado, las cajas pueden o no estar solapadas (Bashan et al., 2008).
3. En cada una de las cajas se realiza un ajuste por regresión lineal mediante el método de mínimos cuadrados, denominado como $y_n(k)$. El ajuste lineal hecho en cada una de las cajas constituye la tendencia semi local. En el procedimiento de ajuste además se pueden utilizar polinomios cuadráticos, cúbicos o de orden superior (Kantelhardt et al., 2001).
4. Se define la función de fluctuación sin tendencia, es decir, se resta el ajuste lineal $y_n(k)$ de la suma acumulativa $y(k)$ en cada una de las cajas para luego calcular su valor cuadrático medio (RMS) definido como:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2} \quad (4.17)$$

5. Repetimos este procedimiento para cajas de diferente tamaño. Se hace una representación de $F(n)$ vs n en un gráfica doblemente logarítmica. Si se presenta un comportamiento de escala descrita por una ley de potencia

$$F_n \propto n^\alpha \quad (4.18)$$

el exponente de escala α es un parámetro que aporta información sobre las propiedades de autosimilitud o autocorrelación de la señal en estudio. El parámetro α se calcula como la pendiente de la gráfica de $F(n)$ vs n :

$$\alpha = \frac{\Delta \log_{10}(F(n))}{\Delta \log_{10}(n)} \quad (4.19)$$

En este apartado se utilizó un tamaño de caja que va desde 100 a 1000 en incrementos de 100. Las cajas no estuvieron solapadas. El ajuste de los datos dentro de las cajas fue de tipo lineal.

Los pasos para el cálculo de la DFA son representados en la Figura 4. 7.

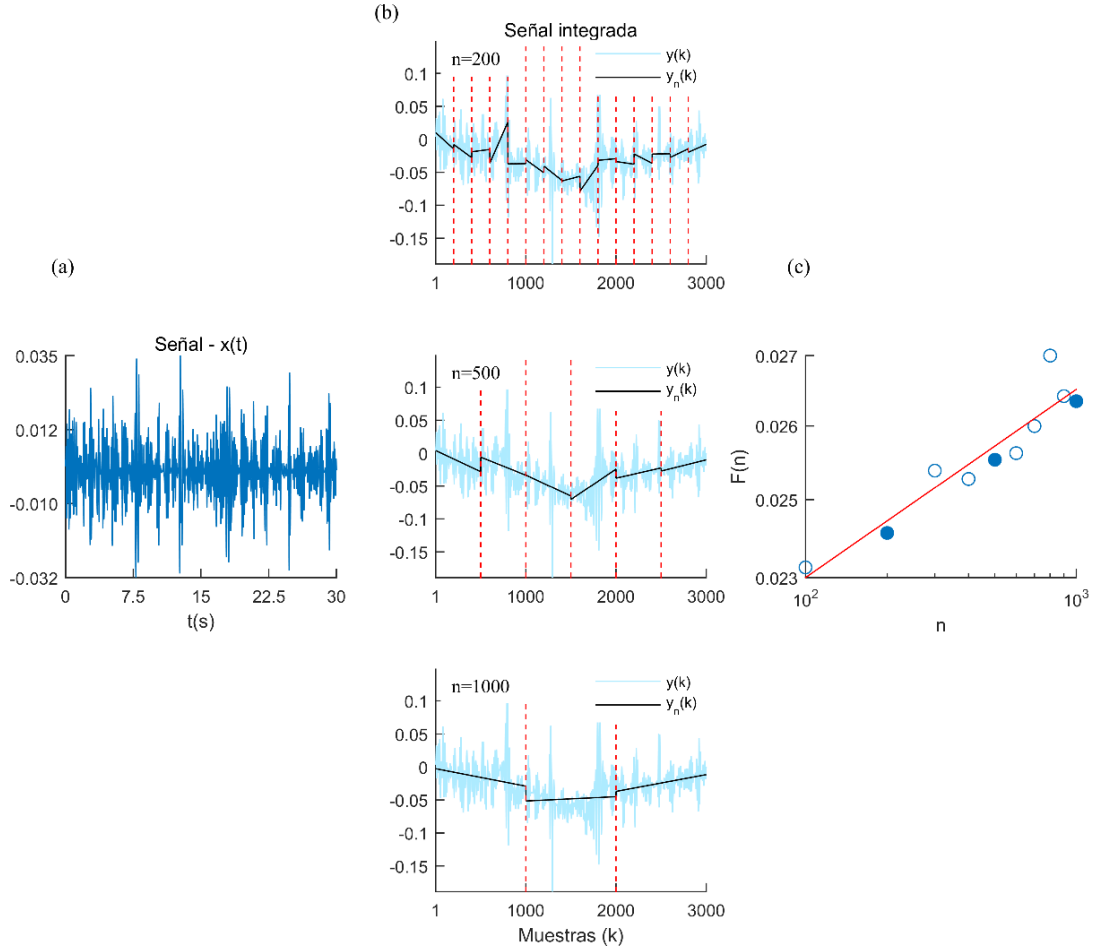


Figura 4. 7 Pasos para el uso de la técnica de Análisis de Fluctuaciones sin Tendencias (DFA). (a) La primera columna representa a la señal $x(t)$. (b) La segunda columna representa a la señal $y(k)$, la cual es la suma acumulativa de la señal $x(t)$ sin su valor medio (color celeste). La señal $y(k)$ es dividida en cajas de tamaño n (líneas discontinuas de color rojo) a las que se le calcula su tendencia por regresión lineal mediante el método de mínimos cuadrados y denominada como $y_n(k)$, (líneas continuas de color negro). Se muestran los casos para $n = 200, 500$ y 1000 correspondientes a la fila superior, media e inferior. (c) Se calcula la función de fluctuación sin tendencia $F(n)$ como el valor RMS de la diferencia de $y(k)$ y $y_n(k)$ para para cajas de diferente tamaño. Se realiza una representación de $F(n)$ vs n en una gráfica doblemente logarítmica y se calcula la pendiente que representa al exponente de escala α . Los círculos rellenos representan los casos para $n = 200, 500$ y 1000 .

Las correlaciones en las series temporales, caracterizadas por el exponente de escala α , pueden ser interpretadas de acuerdo a los rangos descritos en la Tabla 4. 4.

Tabla 4. 4 Descripción del exponente de escala α del análisis de fluctuaciones sin tendencias (Chen et al., 2002; Hardstone et al., 2012; Peng et al., 1995)

Rango	Interpretación
$\alpha < 0.5$	Anti correlada o anti persistente
$\alpha \cong 0.5$	No correlacionada o ruido blanco
$0.5 < \alpha < 1$	Correlada
$\alpha \cong 1$	Ruido rosa
$1 < \alpha < 1.5$	No estacionaria o de camino aleatorio
$\alpha \cong 1.5$	Ruido Browniano (integración del ruido blanco)

Asimismo, el exponente de escala α puede considerarse como un indicador que describe la rugosidad de una serie temporal, esto quiere decir que cuanto mayor sea el valor de α mas suavizada es la serie temporal (Leistedt et al., 2007; Peng et al., 1995). Un valor de α pequeño refleja fluctuaciones rápidas mientras que un valor de α grande refleja fluctuaciones lentas (Leistedt et al., 2007; Peng et al., 1995). Lo anterior implica que el DFA puede ser utilizado para la selección de aquellas FMI con información relacionada a la actividad respiratoria al evaluarse las señales de un acelerómetro. Se ha sugerido que el exponente α sea utilizado como una métrica para identificar aquellas FMI ruidosas calculadas a partir de la DEM (DFA-DEM), (Mert y Akan, 2014a, 2014b). Sin embargo, el uso del DFA no ha sido aplicado a la DEMC. En el presente estudio, se ha extendido el uso de la DFA a la DEMC (DFA-DEMC). El exponente α es calculado en cada FMI extraída a partir de la DEMC. Aquellos FMI cuyos valores de α fueran mayores de umbral igual a 0.5 (datos correlados, Tabla 4. 4) fueron seleccionados y relacionados a la actividad respiratoria contenida en las señales del acelerómetro mientras que el resto de las FMI fueron consideradas como ruido. Además, el último modo (residuo) de la DEMC fue excluido ya que solo aporta información sobre la tendencia de las señales. Finalmente, la señal del acelerómetro se reconstruyó sumando las FMI con información respiratoria. En la Figura 4. 8 se describen las principales etapas empleadas para el ajuste de la señal acc_z registrada con el acelerómetro incorporado en el teléfono inteligente.

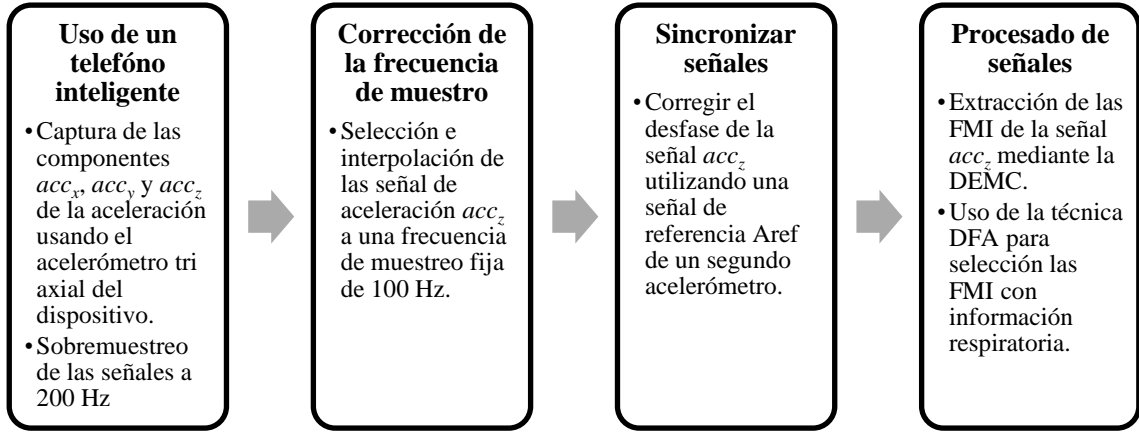


Figura 4. 8. Diagrama en bloques de los principales pasos empleados para el análisis de la señal acc_z capturada con el acelerómetro triaxial incorporado en un teléfono inteligente.

4.2.10 Comparación y extracción de la frecuencia respiratoria en señales MMGdi registradas con un teléfono móvil

El grado de asociación lineal entre las señales acc_z y $Aref$ fue evaluada utilizando el coeficiente de correlación de Pearson (r). De manera similar a lo descrito en el apartado 4.2.5, la frecuencia respiratoria (RR) de las señales AF (RR_F) y acc_z (RR_z) fueron calculadas tomando el valor pico en cada ciclo respiratorio y calculando la media de las diferencia en ventanas de 30 s. El grado de asociación entre los pares de datos RR_F y RR_z fue calculado utilizando el valor r . El grado acuerdo entre ambas mediciones fue evaluado mediante las gráficas de Bland-Altman. Además, el error entre medidas fue calculado utilizando el error cuadrático medio (RMSE) en cada nivel de carga inspiratoria dado por:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_F - RR_z)^2} \quad (4.20)$$

donde $i = 1, 2, \dots, N$, siendo N el número de pares RR observados.

4.2.11 Adquisición de las señales EMGdi

En este apartado, fueron registrados en forma voluntaria tres varones sanos, no fumadores, sin síntomas ni signos de afecciones musculares y respiratorias. La Tabla 4. 5 muestra los datos antropométricos de los sujetos estudiados.

Tabla 4. 5. Datos antropométricos de los sujetos sanos registrados

Sujeto	masa (kg)	altura (m)	edad (años)	IMC (kg/m ²)
S1	80.00	1.71	34	27.36
S2	82.00	1.78	31	25.88
S3	63.00	1.75	31	20.57
media ± SD	75.00 ± 10.44	1.75 ± 0.04	32.00 ± 1.73	24.60 ± 3.57

IMC: índice de masa corporal, SD: desviación estándar.

Al igual que en el apartado 4.2.7, los sujetos llevaron a cabo un protocolo respiratorio que consiste primero en inhalar a través de una boquilla a volumen tidal. Posteriormente, se impuso una carga inspiratoria en la respiración utilizando un dispositivo para el entrenamiento de los músculos inspiratorios (Threshold IMT). La carga inspiratoria se fijó a 9, 17, 25 y 33 cm H₂O. El procedimiento experimental se realizó con los sujetos sentados mientras llevaban un clip nasal para evitar respirar por la nariz, con 2 minutos de descanso entre cada carga inspiratoria de 1 min de duración. La frecuencia respiratoria se reguló a 16 respiraciones por minuto (bpm) utilizando una guía visual a través de un monitor. El tiempo inspiratorio fraccional fue ajustado 0.40. El estudio se realizó con el consentimiento escrito de cada sujeto, y con la aprobación de la Junta de Revisión Institucional del Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), Barcelona, España. El registro de las señales se realizó en el Grupo de Procesamiento e Interpretación de Señales Biomédicas del IBEC.

La actividad cardíaca se registró a partir de la derivación I del ECG mediante la colocación de electrodos en el brazo derecho e izquierdo, conectados a un amplificador modular (ECG 100C, Biopac Systems, Inc.) con una ganancia de 2000 y un filtro pasa altas analógico con una frecuencia de corte de 0.5 Hz. Conjuntamente, la actividad EMGdi se registró utilizando dos electrodos en configuración bipolar colocados en la parte inferior del pecho a lo largo de la línea axilar anterior, en los espacios intercostales séptimo y octavo y por encima del reborde costal (Deng et al., 2000). La zona inferior del pecho ha sido utilizada en otros trabajos para la adquisición de la señal EMGdi utilizando electrodos de superficie (Alonso et al., 2011, 2007; Bruce y Ackerson, 1986; Bruce y Goldman, 1983; Deng et al., 2000; Duiverman et al., 2004; Maarsingh et al., 2000) y de aguja (De Troyer et al., 1997; Hodges y Gandevia, 2000). Previo a la colocación de los electrodos, la piel de los sujetos fue preparada usando un gel de abrasivo (Nuprep, Weaver and Company, Aurora, CO, EE.UU.) y que se limpió con alcohol para mejorar la conductancia piel/electrodo. La Figura 4. 9 muestra (a) la localización del diafragma (color rojo) y las costillas, y (b) la posición de los electrodos de disco en configuración bipolar en la parte inferior derecha a nivel del diafragma.



Figura 4. 9 (a) Vista anatómica de la localización del diafragma en la parte baja del pecho. (b) Posición del par de electrodos de superficie en configuración bipolar en la parte inferior derecha del pecho entre el séptimo y octavo espacio intercostales por encima del margen costal, próximos a la zona de aposición del diafragma para el registro no invasivo de la actividad EMGdi.

La señal EMGdi se amplificó usando un amplificador modular (EMG 100C, Biopac Systems, Inc.), con una ganancia de 5000 y un filtro pasa banda analógico con frecuencias de corte de 1 y 500 Hz. Además, se colocó un electrodo en el tobillo izquierdo como referencia. Los electrodos utilizados en este estudio fueron de Ag/AgCl (pre-gelificados, 11 mm de diámetro, espuma 50/PK - EL501, Biopac Systems, Inc.). Al mismo tiempo, fue registrada la Pmouth mediante un transductor de presión diferencial (TSD160, Biopac Systems, Inc.), conectado a un amplificador diferencial (DAC100C, Biopac Systems, Inc.) con una ganancia de 50 y un filtro de paso bajo analógico con una frecuencia de corte de 300 Hz. También se registró la señal AF utilizando un transductor de flujo o neumotacógrafo (TSD107B, Biopac Systems, Inc.) conectado a un amplificador modular (DAC100C, Biopac Systems, Inc.) con una ganancia de 1000 y un filtro pasa bajos analógico con frecuencia de corte de 300 Hz. Las señales se digitalizaron a una frecuencia de muestreo de 2000 Hz utilizando un sistema de adquisición de datos analógico a digital de 16 bits (MP150, Biopac Systems Inc). Las señales fueron almacenadas y visualizadas en tiempo real (v.3.2 software AcqKnowledge, Biopac Systems, Inc.). Todas las señales fueron submuestreadas a 1000 Hz.

4.2.12 Extracción de la señal de respiración EDR a partir de la señal ECG

La señal ECG fue filtrada digitalmente utilizando un filtro paso banda tipo Butterworth de cuarto orden y fase cero con frecuencias de corte de 0.5 y 45 Hz. La señal EDR fue extraída a partir de la señal ECG basados en la metodología descrita en (Babaeizadeh et al., 2011). Esta metodología consiste principalmente en los siguientes pasos:

1. Detección del complejo QRS en la señal ECG.

2. Medición del valor de pico a pico en el complejo QRS.
3. Descartar aquellos valores atípicos (debido al ruido y artefactos) superiores a dos desviaciones estándar respecto a la media, en ventanas de 30 s no solapadas.
4. Generar la señal EDR utilizando interpolación por spline cúbico con una frecuencia de 10 Hz.

Como se mencionó, la señal ECG esta modulada por la respiración. La Figura 4. 10 presenta un extracto de 30 s donde se muestran los ciclos respiratorios correspondientes a (a) la señal Pmouth y (b) la señal AF (c). Se muestra además (c) la señal ECG con sus valores máximos (onda R) y valores mínimos (onda S) localizados en el complejo QRS. Se puede apreciar la modulación de la señal ECG debido a la respiración. Mediante el procedimiento previamente descrito, se derivó (d) la señal EDR a partir de la señal ECG.

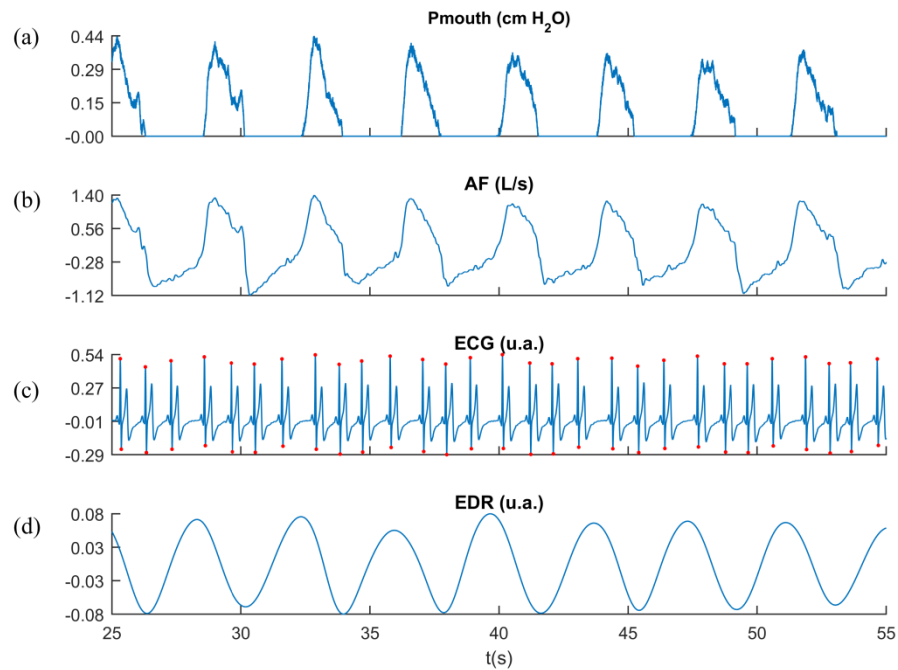


Figura 4. 10 Señal (a) Pmouth, (b) AF, y (c) la derivación I del ECG. Los puntos rojos superiores indican el pico de la onda R en el complejo QRS mientras que los puntos rojos inferiores indican la onda S. (c) Señal EDR obtenida a partir de la señal ECG.

4.2.13 Extracción de la señal de respiración EMGDR a partir de la señal EMGdi

Durante la inspiración el diafragma es reclutado lo cual permite que se registre la actividad EMGdi. Así como en el caso de la señal ECG, la señal EMGdi esta modulada por la respiración. La Figura 4. 11 presenta un extracto de 30 s donde se muestran los ciclos respiratorios correspondientes a (a) la señal Pmouth y (b) la señal AF. (c) Se puede observar una

mayor actividad EMGdi durante los ciclos inspiratorios. Además se observa la alta contaminación debido a la actividad cardíaca. Tanto el espectro de potencia de la señal ECG como la de la señal EMGdi se solapan y, en consecuencia, la correcta evaluación de la actividad de los músculos respiratorios puede verse afectada. Para aliviar este problema y obtener una señal respiratoria a partir de la actividad EMGdi (EMGDR), en este capítulo introducimos la técnica denominada entropía muestral con valores de tolerancia fijos (fSampEn), (Estrada et al., 2016; Sarlabous et al., 2014). En los posteriores capítulos se profundizará en el uso de esta técnica.

4.2.14 Entropía muestral con valores de tolerancia fijos

La entropía muestral (SampEn) cuantifica la complejidad y la regularidad de las series temporales, identificando patrones de cambio en los datos (Richman y Moorman, 2000). Reduce el problema asociado a la entropía aproximada (ApEn) de contar cada vector consigo mismo, evitando de este modo el valor de $\ln(0)$, además de ser más independiente de la longitud de los registros (Pincus, 1991). Se requieren de dos parámetros para calcular la SampEn, la longitud de los datos que serán comparados (m) y el valor de tolerancia (r).

Supongamos que $x(n) = \{x(1), x(2), \dots, x(N)\}$, $x(n) = \{x(1), x(2), \dots, x(N)\}$ denota los N -elementos de una secuencia de datos.

1. Las subsecuencias de datos $X(1), X(2), \dots, X(N - m + 1)$ son construidas, definida por $X(i) = \{x(i), x(i + 1), \dots, x(i + m - 1)\}$ donde $i = 1, 2, \dots, N - m + 1$, siendo m una constante.
2. La distancia entre dos vectores $X(i)$ y $X(j)$ se expresa como la diferencia máxima absoluta entre los elementos correspondientes de las respectivas subsecuencias como:

$$d[X(i), X(j)] = \max_{k=0,1,\dots,m-1} (|x(i + k) - x(j + k)|) \quad (4.21)$$

donde $i \neq j$

3. $B_i(r)$ es el número de subsecuencias $X(i)$ que se asemejan a $X(j)$ y satisfacen

$$d_m[X(i), X(j)] \leq r \quad (4.22)$$

con $i \neq j$

4. $A_i(r)$ es el número de subsecuencias $X(i)$ que se asemejan a $X(j)$ y satisfacen

$$d_{m+1}[X(i), X(j)] \leq r \quad (4.23)$$

con $i \neq j$

5. La frecuencia de los patrones encontrados que son similares en la subsecuencia $X(i)$ y $X(j)$ para B_i y A_i son

$$B_i^m(r) = \frac{B_i(r)}{N - m - 1} \quad (4.24)$$

donde $i = 1, 2, \dots, N - m$

$$A_i^m(r) = \frac{A_i(r)}{N - m - 1} \quad (4.25)$$

donde $i = 1, 2, \dots, N - m$

6. El promedio para $B_i^m(r)$ y $A_i^m(r)$ se expresa como

$$B(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r) \quad (4.26)$$

$$A(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r) \quad (4.27)$$

7. Finalmente, la entropía muestral $SampEn(m, r, N)$ es definida como

$$SampEn(m, r, N) = -\ln \left(\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right) \quad (4.28)$$

La fSampEn fue evaluada sobre la señal EMGdi ajustando el valor m a 1. El valor de tolerancia r fue ajustado a 0.3 veces la desviación estándar de la señal EMGdi. La fSampEn se evaluó sobre la señal EMGdi utilizando una ventana móvil de un segundo de duración, con un solapamiento del 90% (Estrada et al., 2016; Sarlabous et al., 2014). Por lo tanto, la fSampEn será evaluada sobre las señales EMGdi de manera tal que se pueda obtener la señal EMGDR. En la Figura 4. 11 d, se observa el resultado de aplicar la fSampEn sobre la señal EMGdi para obtener la señal EMGDR.

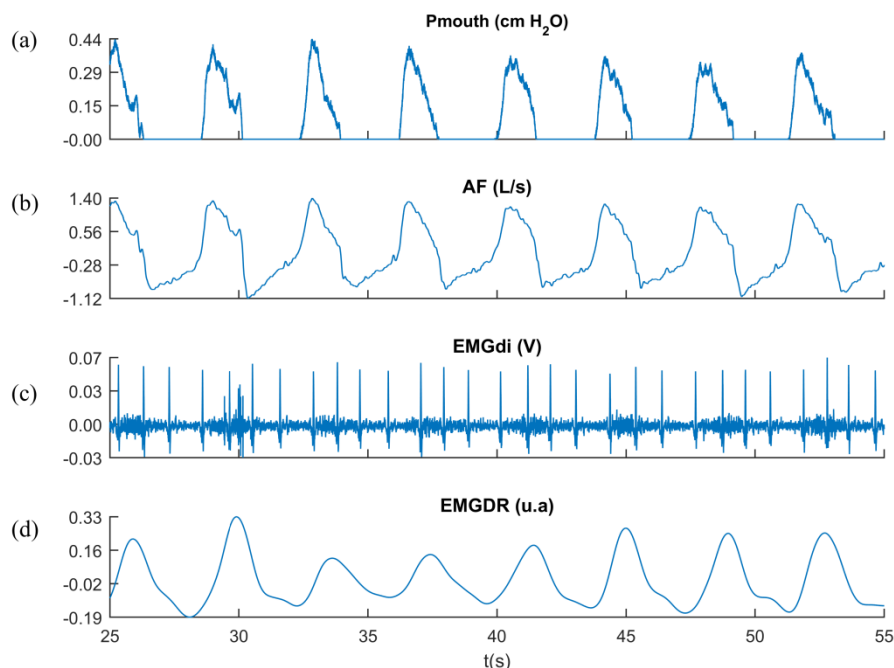


Figura 4. 11 Señal (a) P_{mouth} , (b) AF , y (c) $EMGdi$. Se puede observar la alta contaminación debido a la señal ECG. (c) Señal $EMGDR$ obtenida a partir de la señal $EMGdi$.

4.2.15 Evaluación de la señal respiratoria y la frecuencia respiratoria en señales $EMGdi$

Las señales EDR , $EMGDR$, P_{mouth} y AF fueron remuestreadas a una frecuencia de 100 Hz. Las señales fueron filtradas digitalmente utilizando un filtro Butterworth pasa banda de segundo orden y fase cero y una frecuencia de corte de 0.1 y 1 Hz (que corresponde a la frecuencia respiratoria de 6 a 60 respiraciones por minuto). La señal P_{mouth} filtrada se denominó como P_{mouthf} mientras que la señal AF filtrada se denominó como AFf . Para evaluar la similitud y calcular el desfase entre los pares de señales P_{mouthf} vs EDR , P_{mouthf} vs $EMGDR$, AF vs EDR y AF vs $EMGDR$ en cada nivel de carga inspiratoria y en el conjunto total de cargas inspiratorias se utilizó la correlación cruzada.

Además, la RR se calculó sobre las señales EDR , $EMGDR$, P_{mouthf} y AFf en cada nivel de carga inspiratoria. Para ello, se estimó la densidad espectral de potencia empleando el periodograma modificado mediante el método de Welch. La frecuencia en donde se presente el valor pico de la densidad espectral de potencia fue calculada ya que representa el valor de la RR . En cada comparación realizada se eliminaron los primeros y últimos 10 segundos de señal a fin de evitar los valores extremos en los cálculos.

Por otra parte, se observó que la señal EDR está en oposición de fase con respecto a las señales P_{mouthf} y $EMGDR$, por lo cual se invirtió. Cerca del inicio de la inspiración la onda R

de la señal ECG alta (Figura 4. 10 c) mientras que el máximo de la actividad EMGdi se da casi al final del período inspiratorio (Figura 4. 11 c).

4.3 Resultados

4.3.1 Asincronía en pacientes con EPOC

En este apartado se estudió el desfase entre el hemidiafragma izquierdo y derecho en pacientes con EPOC mediante el registro de señales MMGdi durante un protocolo de carga incremental inspiratoria. Como método para eliminar el ruido en la BF de la señal MMGdi se utilizó la DEM. Esta técnica permite descomponer una señal no lineal y no estacionaria en modos oscilatorios o FMIs. En la columna izquierda de la Figura 4. 12 se muestran 20 segundos de (a) la actividad de BF de la MMGdi izquierda y (b-h) la aplicación del método de la DEM. Solamente fueron considerados aquellos segmentos de las FMI centrados en una ventana de 10s (color rojo y verde). Como parámetro que permita diferenciar entre aquellos segmentos FMIs relevantes para construir la señal filtrada MMGdi de baja frecuencia, fue empleada la frecuencia donde está localizado el valor pico de la DEP. La selección de las FMIs estuvo condicionada a que la frecuencia de pico se encontrase entre 0.1 y 0.7 Hz. En la columna derecha de la Figura 4. 12, se muestran los espectros de los segmentos FMI seleccionados (color verde) y descartados (color rojo).

En este caso se observa que la DEM descompuso la señal MMGdi en un total de 6 FMI y un residuo. Como se aprecia, los primeros modos de oscilación contienen información de alta frecuencia (un espectro más amplio), mientras que los modos de oscilación inferiores contienen información de baja frecuencia y relacionada con la respiración.

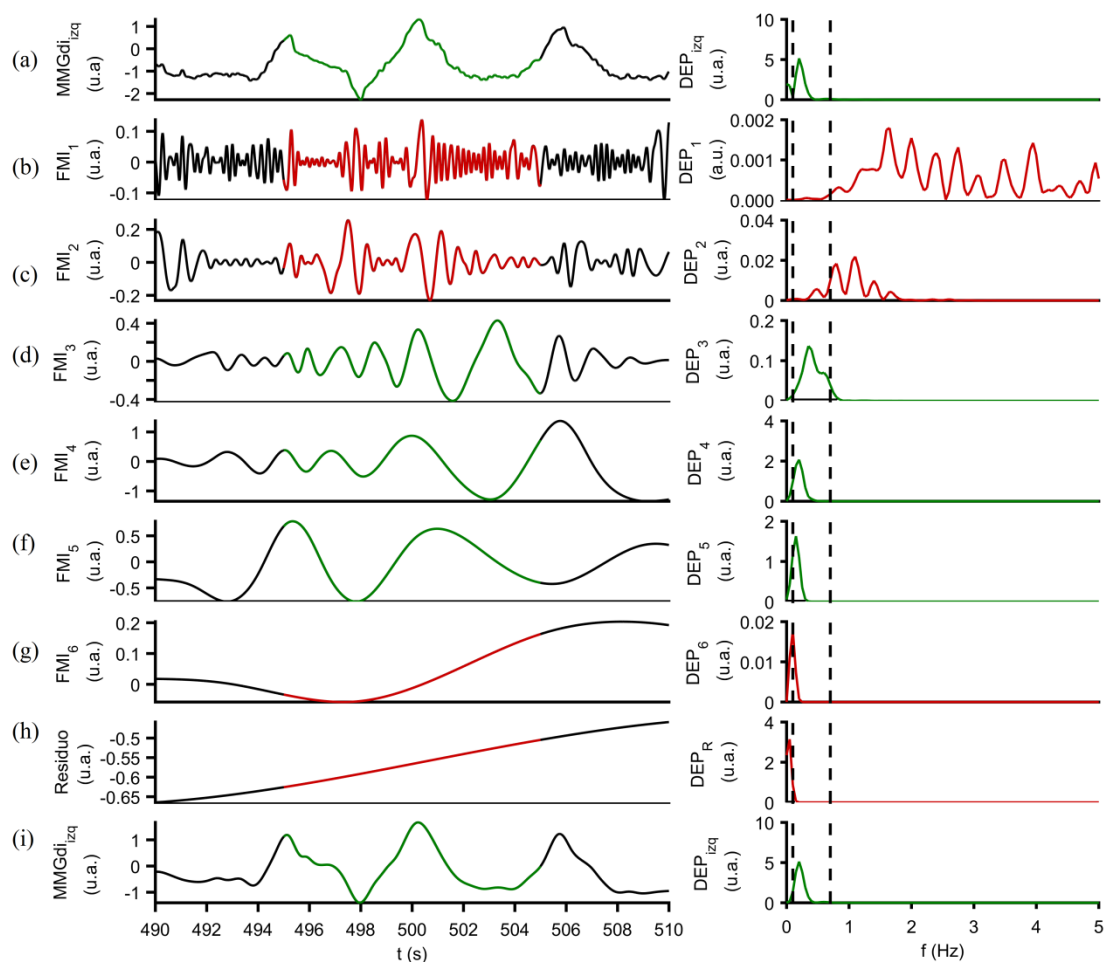


Figura 4. 12 Columna izquierda: (a) segmentos de 20 s de la baja frecuencia de la señal MMGdi registrada en el lado izquierdo inferior del tórax, las (b-h) FMI y (h) el residuo de la DEM, y (i) la reconstrucción de la señal a partir de los FMI seleccionados. Columna derecha: DEP de la señal MMGdi izquierda de sus FMI, residuo y de la reconstrucción de la señal. Aquellos segmentos de las FMIs centrados en una ventana de 10 s y cuya frecuencia pico estuviese entre 0.1 a 0.7 Hz (color verde) fueron seleccionados y sumados para la reconstrucción de la señal, de lo contrario rechazadas (color rojo).

En la Figura 4. 13 y la Figura 4. 14, se muestran los segmentos de las señales dos pacientes con EPOC al (a) incrementar la Pmouth de 10 a 20 cm H₂O. Además, se muestra la BF de la señal MMGdi del (b) lado derecho, y (c) el lado izquierdo (c), y (d) la estimación de la asincronía (algoritmo de Motto) en cada ciclo respiratorio. El primer paciente (Figura 4. 13) no muestra asincronía bilateral al compararse los segmentos de 226.0 a 244.0 s y de 260.7 a 280.5. El máximo valor de asincronía alcanzado fue de alrededor de 30° alrededor de los 247 s.

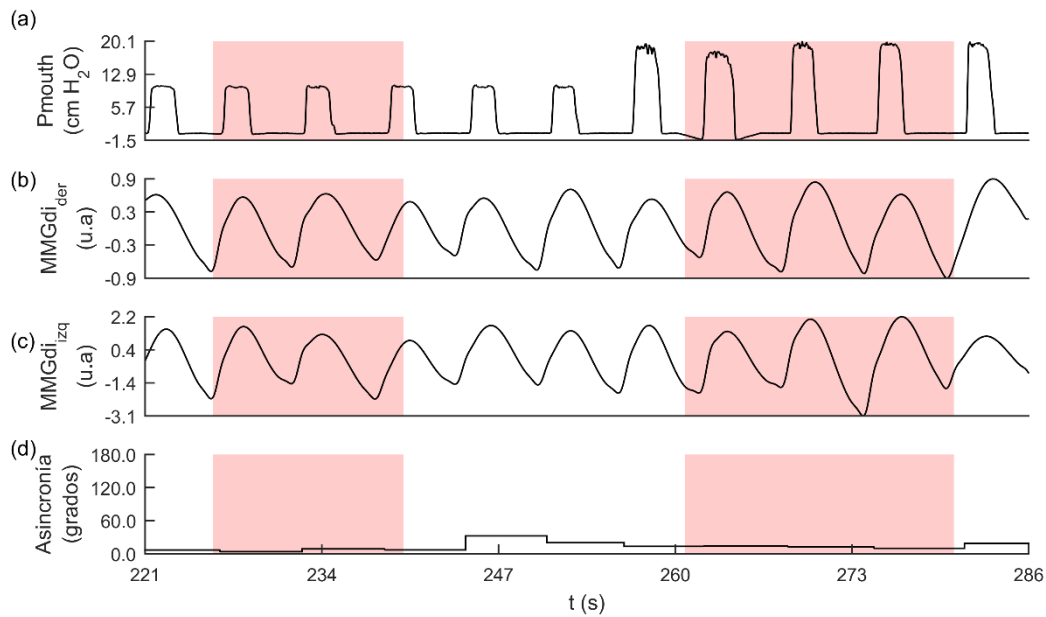


Figura 4. 13 Paciente con EPOC que muestra una asincronía bilateral moderada entre ambos hemidiafragmas al realizar un protocolo de carga incremental inspiratoria. Se muestra (a) un incremento de la P_{mouth} de 10 cm H_2O y la evolución de la componente de baja frecuencia de la señal MMGdi (b) izquierda y (c) derecha, y (d) la estimación de la asincronía bilateral. No se presentan cambios repentinos en la asincronía bilateral al incrementar la P_{mouth} como se muestra en los intervalos (226.0 a 244.0 s) y (260.7 a 280.5 s), respectivamente.

Por el contrario, el segundo paciente (Figura 4. 14) mostró altos valores de asincronía bilateral, como se muestra en los segmentos de 337.7 a 345.3 s y de 367.1 a 374.3 s. Como se aprecia, el valor mínimo de asincronía alcanzado fue de alrededor de 25° mientras que los valores máximos estuvieron cercanos a los 160° . Este último valor corresponde a una asincronía casi paradójica, es decir, cuando el movimiento de ambos hemidiafragmas se presenta en direcciones opuestas (180°).

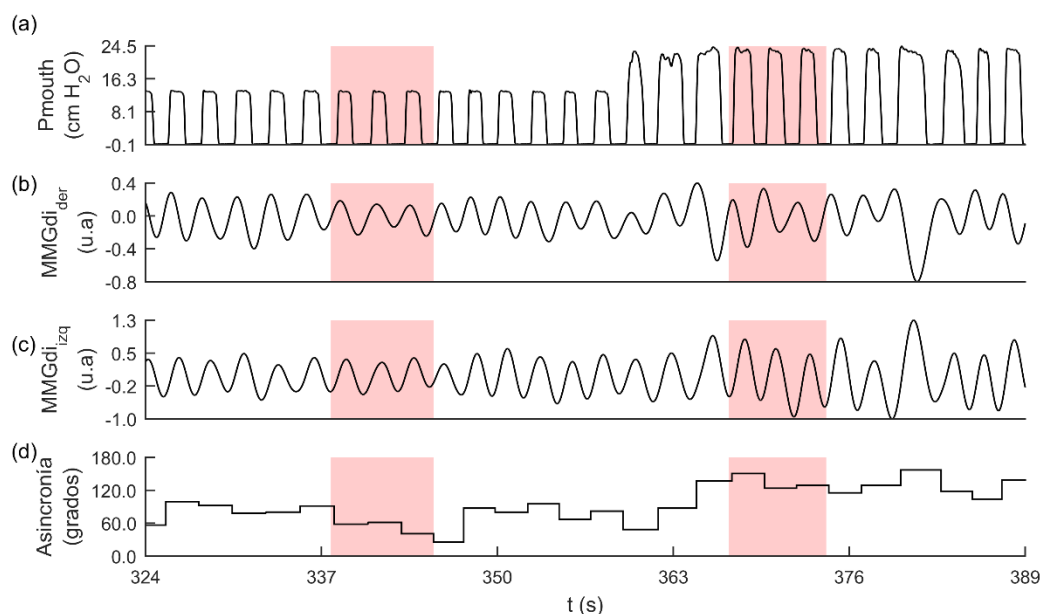


Figura 4. 14 Paciente con EPOC que muestra una asincronía bilateral alta entre ambos hemidiafragmas al realizar un protocolo de carga incremental inspiratoria. Se muestra (a) un incremento de la Pmouth de 10 cm H₂O y la evolución de la componente de baja frecuencia de la señal MMGdi (b) izquierda y (c) derecha, y (d) la estimación de la asincronía bilateral. Se presentan cambios en la asincronía bilateral al incrementar la Pmouth como se muestra en los intervalos (337.7 a 345.3 s) y (367.1 a 374.3 s), respectivamente. Al respirar a una carga de 20 cm H₂O la asincronía es casi paradójica (180°).

La Figura 4. 15 refleja la evolución de la asincronía bilateral de los dos pacientes representativos con EPOC evaluadas por la figura de Lissajous, la transformada de Hilbert y el algoritmo de Motto. Los resultados fueron suavizados aplicando una ventana de media móvil con un tamaño de ventana de 5 muestras y pasos de 1 muestra. El paciente 2 mostró una asincronía predominante a lo largo del protocolo en comparación con el paciente 1. En general, las tres técnicas mostraron un comportamiento similar.

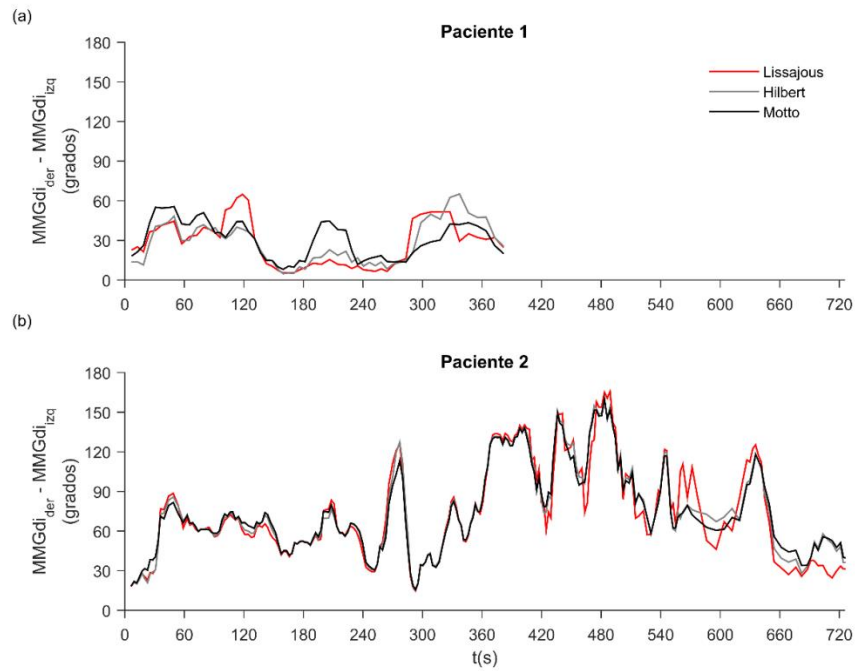


Figura 4. 15 Evolución de la asincronía bilateral en (a) el primer y (b) el segundo paciente representativo con EPOC utilizando la gráfica de Lissajous, la transformada de Hilbert y el algoritmo de Motto. Los datos fueron suavizados utilizando una de media móvil (tamaño de ventana: 5 y pasos: 1).

La Figura 4. 16 muestra la evolución de la asincronía bilateral de los pacientes con EPOC severos y muy severos con el incremento gradual de la carga inspiratoria (normalizada a la máxima Pmouth alcanzada) al utilizar (a) la figura de Lissajous, (b) la transformada de Hilbert y (c) el algoritmo de Motto.

En el caso del grupo de pacientes severos, se observó un aumento de la asincronía bilateral al 20, 40 y 60 % de la Pmouth normalizada, mientras que en el grupo de pacientes muy severos se observó un aumento en 20, 40, 80, y 100%. Ambos grupos de pacientes mostraron diferentes niveles de asincronía, que van desde unos pocos grados hasta cerca de los 160° (Figura 4. 16). Los tres métodos mostraron valores similares al estimar la asincronía bilateral.

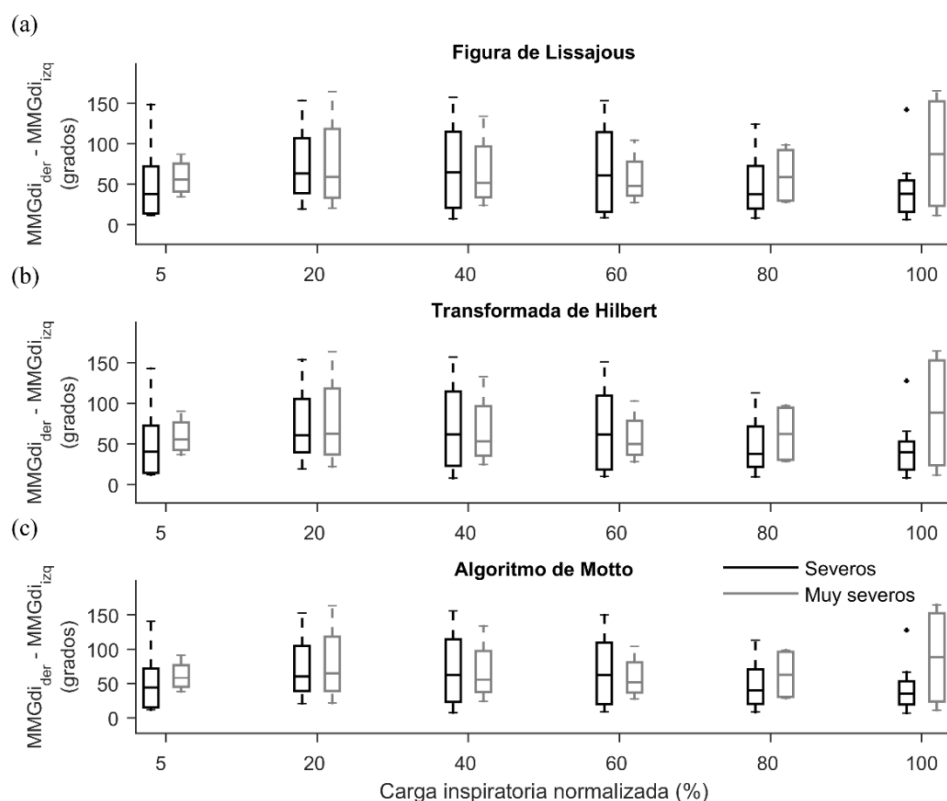


Figura 4. 16 Estimación de la asincronía bilateral con el incremento gradual de la carga inspiratoria en pacientes con EPOC severos y muy severos utilizando (a) la figura de Lissajous, (b) la Transformada de Hilbert y (c) el algoritmo de Motto. La Pmouth fue normalizada por el valor máximo alcanzado en la última carga inspiratoria.

4.3.2 Frecuencia respiratoria en señales MMGdi en un sujeto sano

La Figura 4. 17 muestra 50 s de (a) la señal Pmouth, las señales MMGdi (b) izquierda y (c) derecha y sus respectivas componentes de BF (líneas rojas) registradas durante el protocolo de carga incremental inspiratoria. Con la intención de resaltar las diferentes morfologías presentes en la actividad MMGdi, ésta se muestra sin procesar (color gris). (d) Ambas señales MMGdi fueron sumadas para obtener información más robusta relacionada con la respiración.

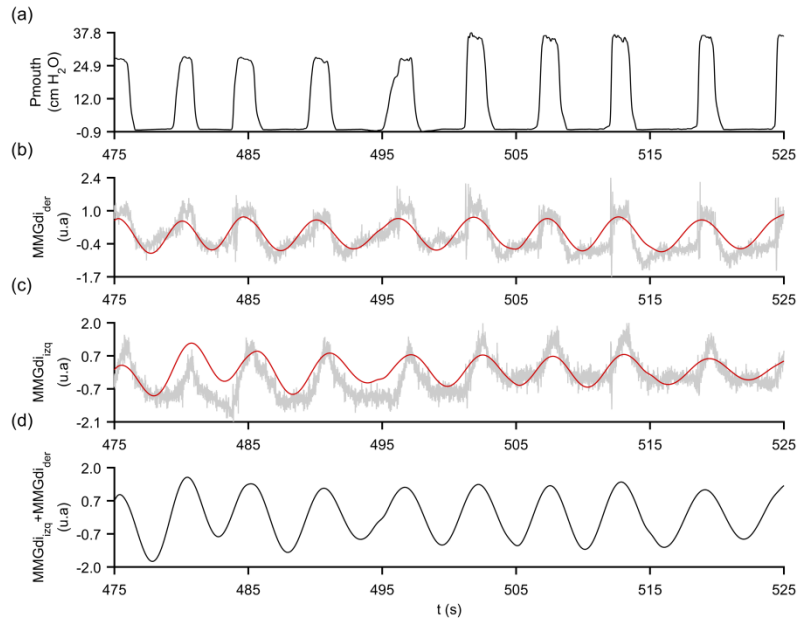


Figura 4. 17 Extracto de 50 s de (a) la señal Pmouth, la señal MMGdi (b) izquierda, (c) derecha y (d) la suma de ambas señales MMGdi durante un protocolo de carga incremental inspiratoria. Las señales MMGdi sin procesar son mostradas en color gris. Nótese que las formas de onda de las señales sin procesar presentan diferentes morfologías.

La Figura 4. 18 muestra la evolución de la RR obtenida a partir de la Pmouth y la BF de la señal MMGdi durante un protocolo de carga inspiratoria de 21 minutos de duración. Como se puede apreciar, ambas estimaciones mostraron tendencias similares a disminuir y aumentar, debido a la dificultad de su realización.

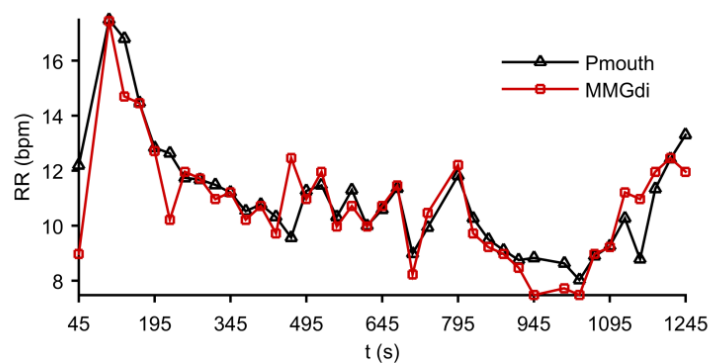


Figura 4. 18 Evolución de la frecuencia respiratoria (RR) calculada con sobre la señal Pmouth y la señal MMGdi durante un protocolo de carga incremental inspiratoria.

Al compararse los pares de datos RR_P y RR_{MMG} (Figura 4. 19 a), éstos estuvieron cercanos a la línea de igualdad y mostraron una fuerte asociación lineal con un coeficiente de

correlación de Pearson ($r = 0.86$). Además, el gráfico de Bland-Altman reveló un buen grado de acuerdo entre los valores RR_P y la RR_{MMG} . Se muestra que la media de las diferencias (error sistemático) fue de -0.21 bpm junto a unos límites de acuerdo de -2.33 y 1.89 bpm, respectivamente.

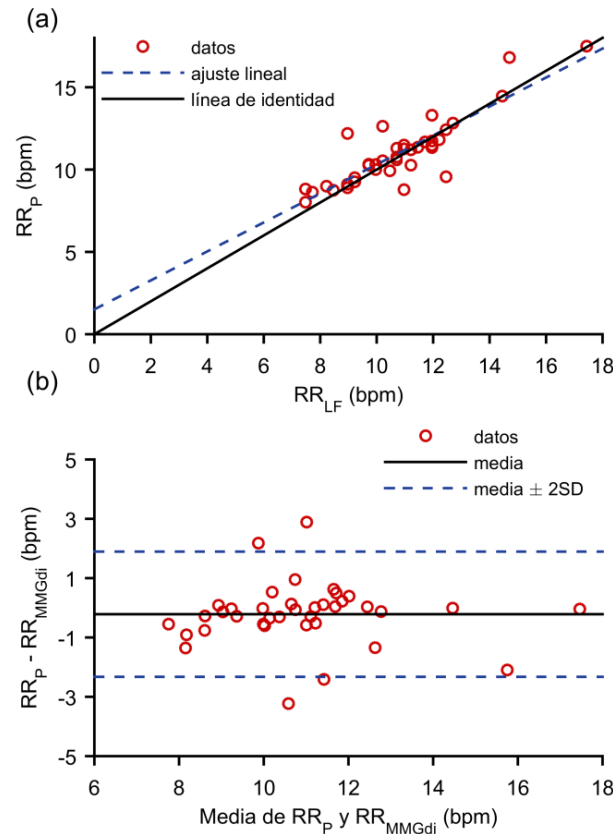


Figura 4. 19 (a) Gráfico de dispersión entre las frecuencias RR_P y RR_{MMGdi} en donde se muestra la recta de regresión mediante el ajuste por el método de mínimos cuadrados y la línea de identidad. (b) Gráfico de Bland-Altman que muestra las diferencias entre RR_P y RR_{MMGdi} . La línea horizontal continua de color negro representa la media de las diferencias. Las líneas horizontales discontinuas de color azul representan los límites de acuerdo inferior y superior (media de las diferencias ± 2 SD). SD: desviación estándar.

4.3.3 Señales registradas con un teléfono inteligente

En este apartado la señal acc_z registrada con un teléfono inteligente se descompuso en modos oscilatorios utilizando el método de la DEMC. La Figura 4. 20 muestra 30 s representativos de (a) la señal acc_z sin procesar, (b-j) las FMIs y (k) el residuo obtenido al emplearse la DEMC. (l) La señal acc_z es reconstruida al sumar las FMIs seleccionadas mediante el DFA. Como se observa, las primeras FMI son de alta frecuencia mientras que las últimas FMI son de baja frecuencia.

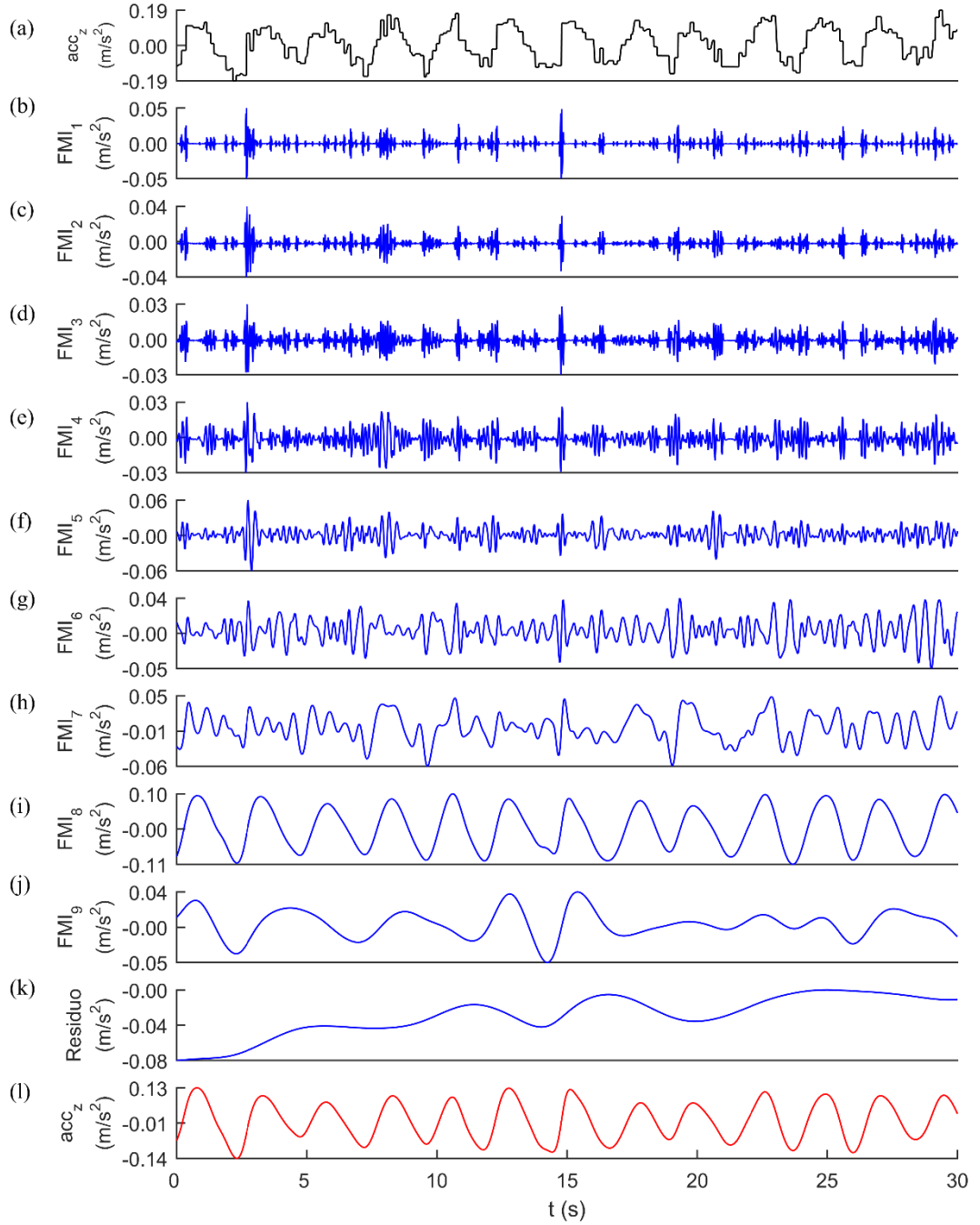


Figura 4. 20 (a) Componente acc_z de la aceleración registrada con un acelerómetro triaxial incorporado en un teléfono inteligente sin su valor medio. (b-j) Descomposición de la señal acc_z mediante el método de descomposición empírica en modos por conjuntos (DEMC) y (k) su residuo. (l) Reconstrucción de la señal. El residuo es excluido de la reconstrucción de la señal acc_z .

La Figura 4. 21 muestra la evolución del componente de escala α calculada con la DFA sobre cada FMI. Aquellas FMI cuyo exponente de escala α fueran mayores a un valor umbral de 0.5 fueron utilizadas para reconstruir la señal acc_z sin ruido. Se observa que las primeras 7 FMI se encuentran por debajo de 0.5 y corresponden a los modos de alta frecuencia de la Figura 4.

20 mientras que las FMI 8, 9 y 10 se encuentran por arriba de 0.5 y corresponden a los modos de baja frecuencia.

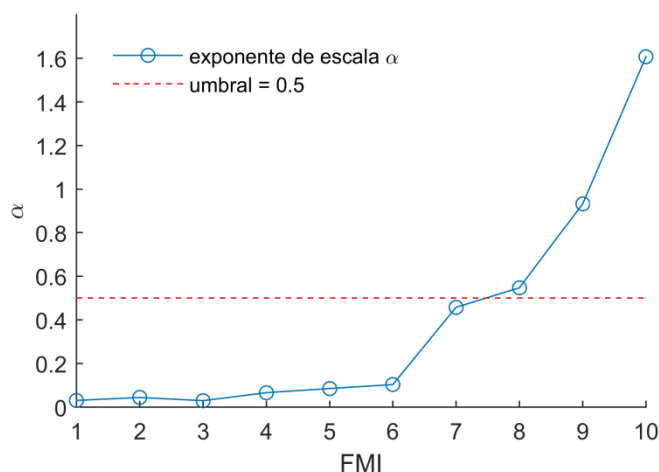


Figura 4. 21 Exponente de escala α calculado en 30 s de cada FMI de la señal acc_z aplicando el método análisis de fluctuaciones sin tendencias (DFA). Aquellos FMI cuyos valores de α sean mayores a un valor umbral (0.5) son utilizados seleccionados y sumados para reconstruir la señal acc_z sin ruido. El residuo es excluido de la reconstrucción de la señal acc_z .

La gráfica anterior revela que las propiedades de correlación caracterizadas por el DFA permiten discriminar entre aquellas FMI con alta y baja frecuencia. Por otro lado, los valores de RR de la señales Aref y acc_z variaron entre 11.57 a 26.32 bpm (0.19 a 0.44 Hz) en todos los sujetos. El coeficiente de correlación de Pearson entre las señales Aref y acc_z para cada nivel de carga inspiratoria son reportados en la Tabla 4. 6. En general, se observó una muy fuerte correlación entre 0.80 a 0.97 a través de las cargas inspiratorias.

Tabla 4. 6 Coeficiente de correlación de Pearson entre las señales sin procesar Aref y acc_z registradas durante un protocolo de carga incremental inspiratoria

Sujeto	Volumen corriente	9 cmH ₂ O	17 cmH ₂ O	25 cmH ₂ O	33 cmH ₂ O
S1	0.96	0.96	0.96	0.93	0.88
S2	0.88	0.88	0.93	0.93	0.92
S3	0.96	0.96	0.97	0.96	0.96
S4	0.87	0.94	0.93	0.90	0.94
S5	0.83	0.87	0.80	0.81	0.82
Media \pmSD	0.90 \pm 0.06	0.92 \pm 0.04	0.92 \pm 0.07	0.91 \pm 0.06	0.91 \pm 0.06

SD: desviación estándar.

Además, se obtuvo una muy fuerte correlación lineal ($r = 0.98$) al compararse los pares RR_F y RR_z como se muestra en la Figura 4. 22 a. Se observa que partir del gráfico de Bland-Altman se alcanzaron buenos límites de concordancia entre valores de RR_F y RR_z , que van desde -1.44 a 1.46 bpm con un error sistemático promedio de 0.01 bpm, como se ilustra en la Figura 4. 22 b.

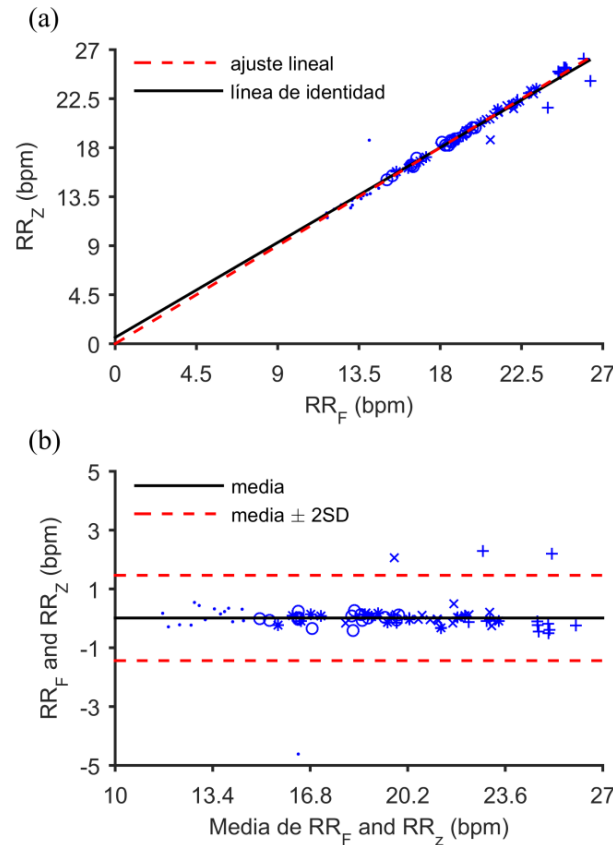


Figura 4. 22 (a) Gráfico de dispersión entre las frecuencias RR_F y RR_z en donde se muestra la recta de regresión mediante el ajuste por el método de mínimos cuadrados y la línea de identidad. (b) Gráfico de Bland-Altman que muestra las diferencias entre RR_F y RR_z . La línea horizontal continua de color negro representa la media de las diferencias. Las líneas horizontales discontinuas de color rojo representan los límites de acuerdo inferior y superior (media de las diferencias ± 2 SD). SD: desviación estándar. Los símbolos x, o, +, *, • representan los datos de los 5 sujetos registrados.

Por otro lado, la precisión de la estimación de la RR entre las señales A_{ref} y acc_z , medida en términos del RMSE presentó un bajo error, con una mediana de 0.13 a 0.28 bpm. El rango intercuartil de la RMSE aumentó con el incremento de la carga inspiratoria desde volumen corriente hasta los 25 cm de H_2O de carga inspiratoria.

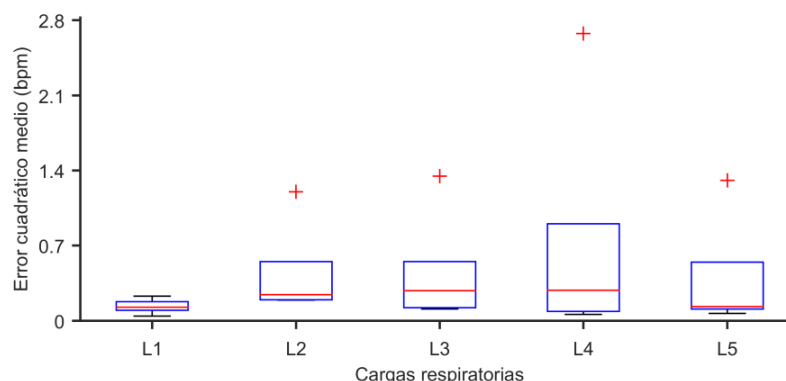


Figura 4. 23 Error cuadrático medio entre las frecuencias respiratorias RR_F y RR_z a diferentes niveles de carga respiratoria. De L1 a L5: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. Los datos son representados en un diagrama de cajas donde se muestra la mediana, los cuartiles, los valores extremos y atípicos. bpm: respiraciones por minuto.

4.3.4 Similitud, desfase y frecuencia respiratoria en señales EMGdi

En la Figura 4. 24, se muestran las señales (a) Pmouth, (c) AF, (e) ECG, y (g) EMGdi registradas durante un protocolo de carga incremental inspiratoria en un sujeto representativo. Se muestran además las señales (b) Pmouthf, (d) AFf, (f) EDR y (h) EMGDR utilizadas para evaluar la dinámica respiratoria. Como se aprecia, tanto la señal EDR como la señal EMGDR mostraron un comportamiento periódico en cada uno de los niveles de carga inspiratoria (líneas discontinuas de color negro) a lo largo de la prueba.

Por otro parte, la señal EMGDR reflejó variaciones en su amplitud en cada nivel de carga inspiratoria. Esto se debe principalmente a que la EMGDR, calculada mediante la fSampEn es más sensible a variaciones en la amplitud de la señal EMGdi y es menos sensible ante la presencia de actividad cardíaca. Las variaciones observadas al utilizar la fSampEn sobre la señal EMGdi con el aumento de la carga inspiratoria serán abordadas en el capítulo 6 de la presente tesis.

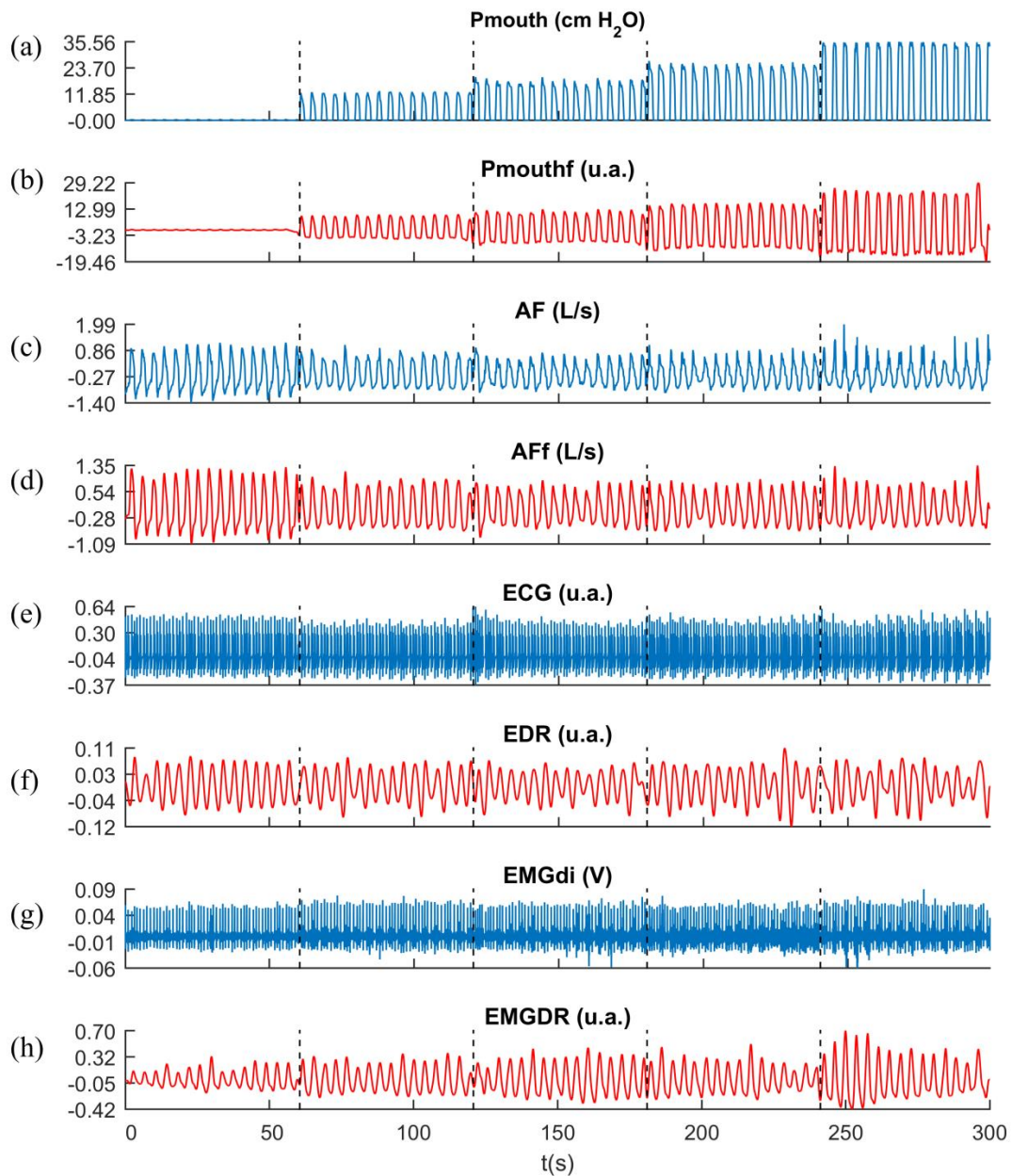


Figura 4. 24 Protocolo de carga incremental inspiratoria. (a) Señal de presión inspiratoria en boca (P_{mouth}), (b) señal de presión inspiratoria en boca filtrada (P_{mouthf}), (c) señal de flujo de aire en boca (AF), (d) señal de flujo de aire en boca filtrada (AFf), (e) señal ECG de la derivación I. (f) señal de respiración derivada del ECG (EDR), (g) señal electromiográfica del diafragma ($EMGdi$) y (h) señal de respiración derivada de la $EMGdi$. Las líneas discontinuas de color negro representan los diferentes niveles de carga inspiratoria fijados a 9, 17, 25 y 33 cm H_2O .

La Figura 4. 25 muestra 10 s de las señales respiratorias (a y b) Pmouthf, (c y d) AFf, (e y f), EDR y (g y h) EMGDR registradas a volumen tidal (sin carga inspiratoria, columna izquierda) y a 33 cm H₂O (máxima carga inspiratoria, columna derecha). Una línea vertical (color azul) indica el valor pico del ciclo respiratorio intermedio (rectángulo de color rosado).

Como es de esperarse, las señales Pmouthf y AFf mostraron un comportamiento bastante parecido (valores picos cercanos) en ambas cargas inspiratorias. En el caso de las señales EDR y EMGDR, éstas también presentaron un comportamiento similar (valores picos cercanos) en ambas cargas inspiratorias. Sin embargo, se aprecia que las señales EDR y EMGDR presentan un ligero desfase y morfologías distintas en relación a las señales Pmouthf y AFf. Se observa además que la señal EMGDR se asemeja más a las señales Pmouthf y AFf que la señal EDR.

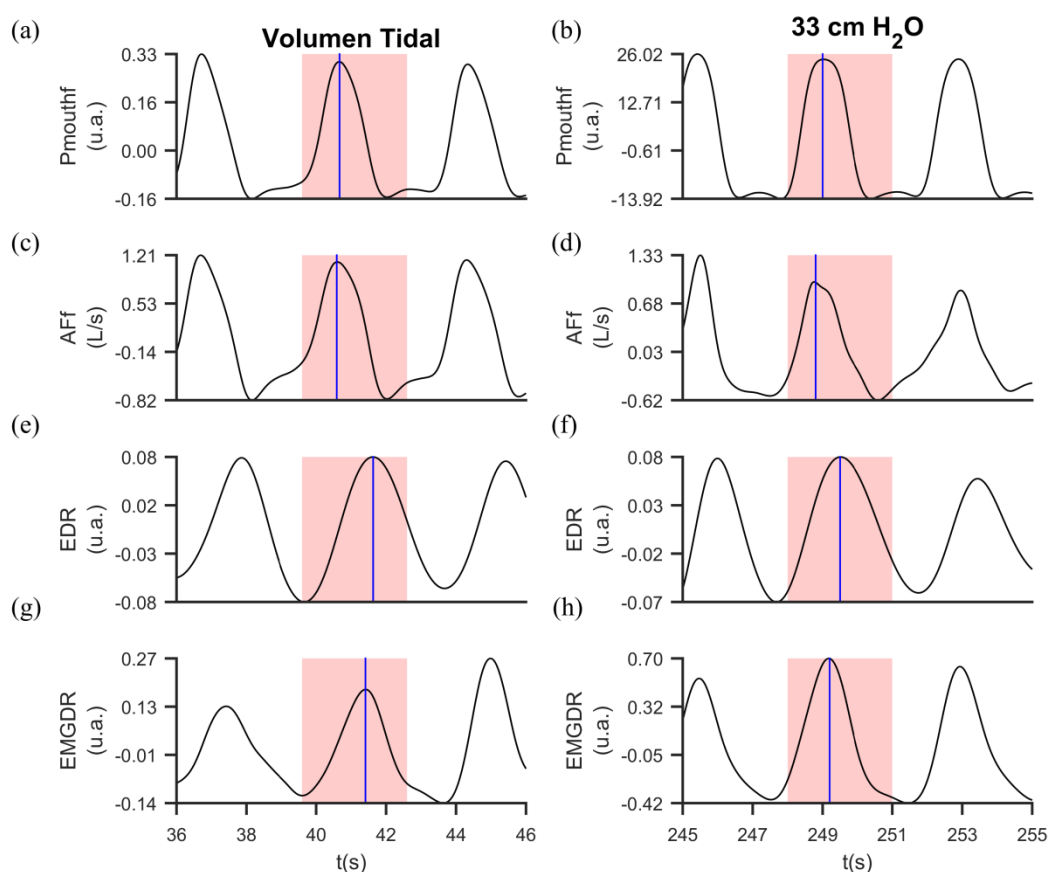


Figura 4. 25 Tramos de 10 s de señal de tres ciclos respiratorios registrados a volumen tidal (columna izquierda) y a 33 cm H₂O de carga inspiratoria (columna derecha), mostrando las señales respiratorias (a y b) Pmouthf, (c y d) AFf, (e y f) EDR y (g y h) EMGDR, respectivamente. Las líneas verticales de color azul marcan el valor pico alcanzado dentro de un ciclo respiratorio resaltado por un rectángulo de color rosado.

En la Figura 4. 26 (a), se muestra la similitud entre las señales Pmouthf y EDR y entre las señales Pmouthf y EMGDR para los tres sujetos estudiados a los diferentes niveles de carga inspiratoria. En general, las señales EDR y EMGDR mostraron altos valores de similitud. Sin embargo, la señal EMGDR presentó valores de similitud superiores a los obtenidos con la señal EDR, de 0.89 y 0.83, respectivamente, entre volumen corriente y 33 cmH₂O de carga inspiratoria. Además, el valor de similitud fue mayor en la señal EMGDR (0.82) en comparación a la señal EDR (0.68) al evaluarse todo el conjunto de cargas inspiratorias.

En la Figura 4. 26 (b) se muestra la similitud entre las señales AFf y EDR y entre las señales AFf y EMGDR. Como se aprecia, la similitud entre las señales EDR y EMGDR fue alta y con valores superiores a 0.83 y 0.85, respectivamente, entre volumen corriente y 33 cmH₂O. Los valores de similitud en la señal EMGDR fueron ligeramente superiores a los obtenidos con la señal EDR. El valor de similitud de la señal EDR arrojó un resultado por arriba de 0.82, siendo ligeramente superior al de la señal EMGDR que fue de 0.78 al evaluarse todo el conjunto de cargas inspiratorias. En general se muestra que los valores de similitud fueron mayores en la señal EMGDR.

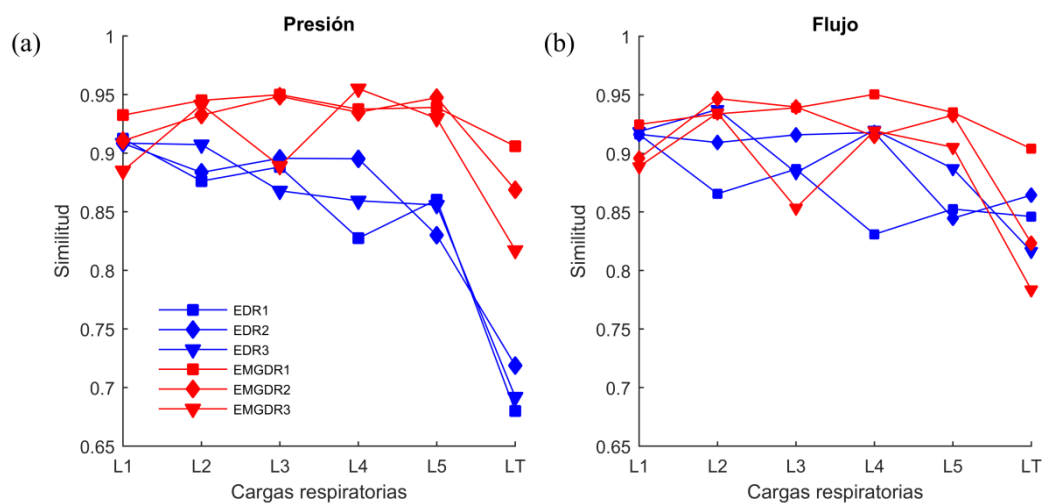


Figura 4. 26 (a) Similitud entre las señales Pmouthf y EDR y entre Pmouthf y EMGDR. (b) Similitud entre las señales AFf y EDR y AFf y EMGDR durante un protocolo de carga incremental inspiratoria. Los símbolos ■, ◆ y ▼ representan a los sujetos S1, S2 y S3, respectivamente. De L1 a L5: Volumen tidal (sin carga inspiratoria) y 9, 17, 25, y 33 cm H₂O. LT: rango completo de cargas inspiratorias.

4.3.5 Desfase entre señales respiratorias

La Figura 4. 27 (a) muestra los valores de desfase obtenidos al ser comparadas las señales Pmouthf y EDR, y las señales Pmouthf y EMGDR. En general, los valores de desfase obtenidos con la señal EMGDR fueron menores a los obtenidos con la señal EDR. Además, el

desfase de ambos pares de señal disminuyó con el incremento de la carga inspiratoria. El valor mínimo de desfase obtenido con la señal EDR fue de 0.14 s en comparación al obtenido con la señal EMGDR y que fue de 0.02 s. Al evaluar el desfase en todo el rango de cargas inspiratorias, en general, se observó que la señal EDR presentó un mayor desfase (a partir de 0.26 s) en comparación a la señal EMGDR (a partir de 0.15 s). De manera similar, la comparación de los valores de desfase obtenidos entre los pares de señal Aff y EDR y Aff y EMGDR (Figura 4. 27 b) disminuyeron al incrementar la carga inspiratoria. El valor mínimo de desfase obtenido por la señal EDR fue de 0.13 s mientras que con la señal EMGDR éste valor fue de 0.1 s. Al evaluar el desfase en todo el rango de cargas inspiratorias se muestra que la señal EDR tuvo un mayor desfase (a partir de 0.44 s) en comparación a la señal EMGDR (a partir de 0.28 s).

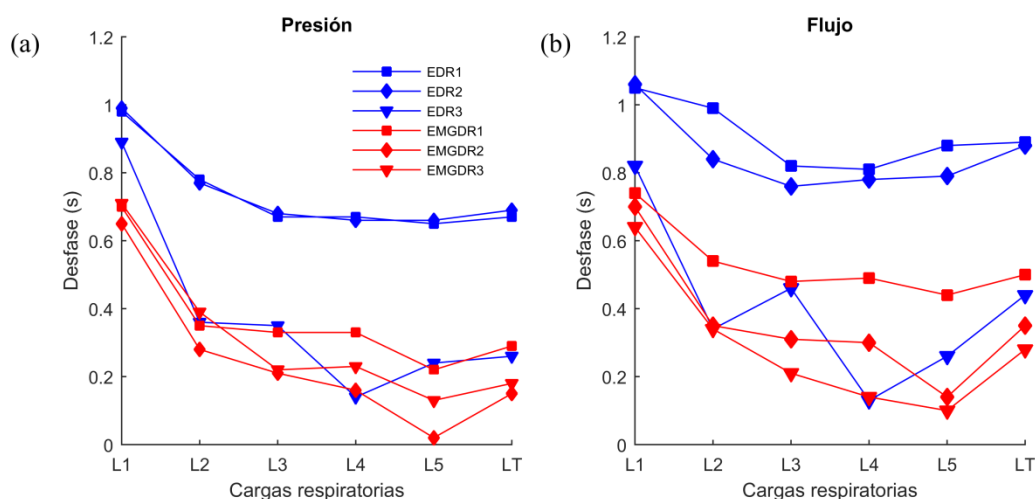


Figura 4. 27 (a) Desfase entre las señales Pmouthf y EDR y entre Pmouthf y EMGDR. (b) Desfase entre las señales Aff y EDR y Aff y EMGDR durante un protocolo de carga incremental inspiratoria. Los símbolos ■, ◆ y ▼ representan a los sujetos S1, S2 y S3, respectivamente. De L1 a L5: Volumen tidal (sin carga inspiratoria) y 9, 17, 25, y 33 cm H₂O. LT: rango completo de cargas inspiratorias.

La Tabla 4. 7 muestra los valores de similitud y desfase al compararse las señales EDR, EMGDR, Pmouthf y Aff evaluadas para todo el conjunto de cargas inspiratorias. Al compararse con la Pmouthf, el valor de similitud fue mayor en la EMGDR (0.86) en comparación a la EDR (0.70). Al compararse con la Aff, los valores de similitud de EDR y EMGDR fueron casi iguales (0.84). En general, la similitud mostrada al usar la EMGDR fue ligeramente superior a la mostrada por la EDR. Al compararse con la Pmouthf, los valores de desfase fueron menores en la EMGDR (0.21 s) en comparación a la EDR (0.54 s). Al compararse con la Aff, los valores de desfase fueron menores en la EMGDR (0.38 s) en comparación a la EDR (0.74 s). En todas las comparaciones, la señal EMGDR presentó un bajo desfase

Tabla 4. 7 Similitud y desfase de señales respiratorias evaluando todos los niveles de carga inspiratoria

Señal	Similitud		Desfase (s)	
	Pmouthf	AFf	Pmouthf	AFf
EDR	0.70 ± 0.02	0.84 ± 0.02	0.54 ± 0.24	0.74 ± 0.26
EMGDR	0.86 ± 0.04	0.84 ± 0.06	0.21 ± 0.07	0.38 ± 0.11

Valores representados como media \pm la desviación estándar.

La Tabla 4. 8 reporta los valores individuales de la frecuencia respiratoria estimada sobre las señales Pmouthf, AFf, EDR y EMGDR, así como sus valores globales (media y desviación estándar). Los valores de RR estuvieron cercanos a los 16 bpm en cada nivel de carga inspiratoria, lo cual corresponde a la frecuencia utilizada en la guía visual. Se puede observar que hubo ligeras diferencias en los resultados obtenidos a través de las señales EDR y EMGDR en comparación a las señales de Pmouthf y AFf. Esto implica la posibilidad de utilizar la señal EMGDR para evaluar la frecuencia respiratoria al realizarse un protocolo de carga incremental inspiratoria.

Tabla 4. 8 Frecuencia respiratoria de cada una de las señales respiratorias evaluadas durante un protocolo de carga incremental inspiratoria

Sujetos	Señales	Frecuencia respiratoria (bpm)				
		L1	L2	L3	L4	L5
S2	Pmouthf	15.61	15.75	15.66	15.61	15.70
	AFf	15.61	15.75	15.66	15.61	15.70
	EDR	15.66	15.70	15.70	15.70	15.70
	EMGDR	15.66	15.75	15.70	15.66	15.70
S3	Pmouthf	15.70	15.66	15.56	15.66	15.66
	AFf	15.70	15.66	15.56	15.66	15.66
	EDR	15.70	15.56	15.61	15.66	15.75
	EMGDR	15.70	15.61	15.56	15.61	15.70
S5	Pmouthf	15.34	15.24	15.24	15.34	15.20
	AFf	15.34	15.20	15.20	15.34	15.20
	EDR	15.34	15.20	15.20	15.38	15.15
	EMGDR	15.34	15.20	15.29	15.38	15.20
Media ±	Pmouthf	15.55 ±	15.55 ±	15.49 ±	15.53 ±	15.52 ±
SD		0.19	0.27	0.22	0.17	0.28
Media ±	AFf	15.55 ±	15.53 ±	15.47 ±	15.53 ±	15.52 ±
SD		0.19	0.29	0.24	0.17	0.28
Media ±	EDR	15.56 ±	15.49 ±	15.50 ±	15.58 ±	15.53 ±
SD		0.20	0.26	0.27	0.17	0.33
Media ±	EMGDR	15.56 ±	15.52 ±	15.52 ±	15.55 ±	15.53 ±
SD		0.20	0.29	0.21	0.15	0.29

De L1 a L5: Volumen tidal (sin carga inspiratoria) y 9, 17, 25, y 33 cm H₂O. LT: señal completa. SD: desviación estándar.

4.4 Discusión

En las tres primeras partes del presente capítulo de esta tesis fue estudiada la actividad mecánica respiratoria de baja frecuencia a nivel del diafragma y registrada mediante el uso de acelerómetros. En primer lugar, se evaluó la asincronía bilateral en pacientes con EPOC clasificados como severos y muy severos que llevaron a cabo un protocolo de carga incremental inspiratoria. Para ello, la señal MMGdi fue medida empleando acelerómetros capacitivos colocados en la parte izquierda y derecha de la parte baja del pecho, posición próxima a la zona de aposición del diafragma. Las señales registradas estaban contaminadas por diferentes fuentes de ruido (Golemati et al., 2009), artefactos de movimientos (Aoude et al., 2011), y poseían

diferentes morfologías (Prisk et al., 2002), aspectos relevantes que dificultan el estudio de la señal MMGdi de manera apropiada.

Como método de procesamiento y extracción de la baja frecuencia de las señales MMGdi se propuso el uso del método de la DEM. La DEM es un método adaptativo, concebido para análisis señales no lineales y no estacionarias que permite descomponerlas en modos oscilatorios o FMIs. Se ha reportado que las componentes de alta frecuencia de la señal MMGdi se localizan en las primeras FMIs mientras que las últimas FMIs reflejan el movimiento respiratorio o baja frecuencia (Torres et al., 2007). Diversos trabajos encontrados en la literatura y enfocados en la obtención de la baja frecuencia en señales de origen respiratorio se basan en el cálculo del pico del espectro mediante el uso de filtros pasa bandas ajustados por un conjunto predeterminado de reglas (Hung et al., 2008), mediante el suavizado y la eliminación de la tendencia en las señales (Pechprasarn y Pongnumkul, 2013) o el uso de bancos de filtros de tipo selectivo (Aoude et al., 2011). Sin embargo, como es conocido, la actividad respiratoria está modulada en amplitud y fase, por lo que la DEM, al ser un método adaptativo, permite analizar mejor este tipo de registros sin necesidad de tener un conocimiento previo de su naturaleza en comparación al uso de técnicas más tradicionales. Cabe destacar que el principal reto al utilizar la DEM como método de filtrado es la correcta selección de las FMI además de evitar el problema de la mezcla de modos. En este trabajo hemos utilizado la frecuencia pico del espectro de potencia como método para seleccionar aquellos FMIs relevantes que contengan información respiratoria de baja frecuencia. La aplicación de la DEM como método de filtrado de la baja frecuencia de las señales MMGdi ha sido satisfactorio.

Por otra parte, el desfase entre ambos hemidiafragmas fue evaluado utilizando la baja frecuencia obtenida de las señales MMGdi derecha e izquierda. Para este fin, fueron utilizadas la figura de Lissajous, la transformada de Hilbert y el algoritmo de Motto. El uso de estas tres técnicas arrojó resultados similares. En este estudio reportamos un amplio rango de valores de asincronía, desde unos pocos grados hasta valores próximos a los 160 ° para los pacientes con EPOC severos y muy severos. En particular, los altos grados de asincronía medidos en este estudio implican el desarrollo de un movimiento casi paradójico, es decir, el desarrollo del movimiento por parte de los hemidiafragmas izquierdo y derecho en direcciones totalmente opuestas. El movimiento paradójico ha sido estudiado ampliamente entre los compartimientos torácico y abdominal en niños (Hammer y Newth, 2009) y en pacientes con EPOC (Aliverti et al., 2009) pero no entre de manera bilateral.

En este trabajo, el grupo de los pacientes con EPOC severos mostró un aumento de la asincronía al 20, 40 y 60 % de la carga inspiratoria normalizada mientras que el grupo muy severo mostró un aumento al 20, 40, 80 y 100 %, reflejando este último grupo una mayor variabilidad. En contraste a lo observado en los pacientes con EPOC del presente estudio, se ha

reportado que en hombres y mujeres sanos los movimientos respiratorios son simétricos, y éstos no cambian de manera significativa con el aumento en la edad (Ragnarsdóttir y Kristinsdóttir, 2006). Adicional, la ocurrencia de asincronía bilateral ha sido observada solo en ciertos instantes de tiempo en forma ligera al estudiar frecuencias respiratorias altas mediante el registro de la actividad respiratoria con acelerómetros colocados en lados opuestos de la caja torácica en pacientes obesos y con escoliosis idiopática (Lapi et al., 2014). Sin embargo, las razones por las cuales se origina este tipo de descoordinación no ha podido ser delineada (Lapi et al., 2014).

Una posible hipótesis que pudiese explicar el fenómeno de la asincronía bilateral que desarrollaron los pacientes con EPOC es debido a que uno de los hemidiafragmas realiza un mayor trabajo en relación al hemidiafragma opuesto al ser impuesta una carga inspiratoria. Ello puede estar relacionado al grado de enfisema presente en los pacientes con EPOC y que pudo contribuir en la aparición de la asincronía bilateral. En el enfisema se pierde la integridad estructural del parénquima pulmonar y en consecuencia su efecto de tracción. Además, se incrementa la resistencia de las vías aéreas, lo que trae como consecuencia funcional la limitación en el flujo respiratorio en los pacientes con EPOC (Río, 2007). Lo descrito provoca que los alvéolos tengan dificultad para vaciarse durante la espiración y regresar a su condición original de reposo antes de la inspiración, lo que conlleva a que se desarrolle hiperinsuflación. Una disminución en la capacidad de difusión del monóxido de carbono (DLCO %) en un paciente con EPOC es considerado como un hallazgo que se relaciona con el grado de enfisema desarrollado. El grado de gravedad de la disminución del DLCO reportado en los pacientes con EPOC severos fue moderado (56.71) mientras que en los muy severos fue grave (33.75) como se ilustra en la Tabla 4. 2, lo cual indica la presencia de enfisema. Por otro lado, fue observado un alto atrapamiento aéreo e hiperinsuflación estática determinado por un aumento del volumen residual (RV) y del cociente RV/capacidad pulmonar total (TLC) en los pacientes con EPOC severos (5.16 L y 68.30 %) y muy severos (6.72 L y 78.19 %), respectivamente. Se ha demostrado que existe una asociación entre la hiperinsuflación dinámica y la asincronía toracoabdominal en pacientes EPOC que realizan ejercicios de las extremidades superiores (Castro et al., 2013). En un estudio en modelo animal, en donde se infló un solo pulmón para simular la presencia de enfisema pulmonar unilateral, se demostró que la acción respiratoria del diafragma es asimétrica, la cual está determinada principalmente por el efecto diferencial de la inflación sobre la longitud y la curvatura de los dos hemidiafragmas (De Troyer et al., 2011). Por lo anterior, podemos especular que si el atrapamiento e hiperinsuflación fue dominante en uno de los pulmones, la distribución de la ventilación pudo estar desequilibrada, logrando con ello imponer una mayor carga en el correspondiente hemidiafragma, dando lugar a la aparición de asincronía bilateral. Durante el desarrollo del protocolo de carga incremental inspiratoria, la aparición de asincronía bilateral pudo deberse también a la angustia o fatiga, factores que están

presentes al evaluar la asincronía toracoabdominal (Hammer y Newth, 2009). Sin embargo, como ha sido reportado por otros trabajos, la variabilidad de la asincronía no refleja necesariamente una condición fatiga, y por lo tanto no puede ser considerado como un predictor fiable de la fatiga de los músculos respiratorios (Hammer y Newth, 2009; Tobin et al., 1987). A pesar de ello, el estudio de la asincronía bilateral pudiera utilizarse como una herramienta complementaria a otro tipo de registros más extendidos en la práctica clínica como el registro de la señal electromiográfica del diafragma para el estudio la función muscular respiratoria.

En la actualidad, uno de los métodos de monitorización respiratoria de mayor aceptación es la pletismografía inductiva respiratoria (Eberhard et al., 1997), pero su efectividad puede verse comprometida cuando la manipulación del paciente es un reto, como por ejemplo al utilizarse con recién nacidos o en niños pequeños (Goldman, 2012). Además, esta técnica no permite el estudio de la asincronía bilateral por sí misma (uso de bandas elásticas). Por lo mencionado, el uso de acelerómetros presenta una clara ventaja para el estudio no solo de la asincronía bilateral sino también de la asincronía toracoabdominal. Los resultados preliminares de este estudio han confirmado la presencia de asincronía bilateral a través de la evaluación de señales de origen mecánico adquiridas con acelerómetros capacitivos. El empleo de acelerómetros podría ser de gran utilidad para el estudio de la asincronía en diferentes compartimientos anatómicos del torso como una herramienta mínimamente invasiva, de fácil uso y de menor costo en comparación al uso de técnicas más convencionales, permitiendo por lo tanto profundizar en el estudio del fenómeno de la asincronía.

En segundo lugar, usando la metodología descrita para el registro de la actividad respiratoria bilateral en pacientes con EPOC, la actividad respiratoria fue registrada en un sujeto sano, con el propósito de estimar su frecuencia respiratoria de manera continua. Asimismo, se utilizó el método de la DEM para obtener la baja frecuencia filtrada de la señal MMGdi. Con la intención de obtener una medida más robusta y global, se combinó la actividad mecánica derecha e izquierda de ambos hemidiafragmas. En general, los resultados obtenidos demostraron una fuerte correlación ($r = 0.86$) y un buen grado de acuerdo al evaluar el gráfico de Bland-Altman con un error sistemático de -0.21 bpm y límites de acuerdo inferior y superior de -2.33 y 1.89 bpm, respectivamente. Estos resultados concuerdan con un estudio donde fueron utilizados acelerómetros colocados de manera bilateral y donde se reporta que el tamaño del cuerpo o las deformidades torácicas no afectan la medida de la RR (Lapi et al., 2014).

En tercer lugar, se evaluó el uso del acelerómetro triaxial incorporado en un teléfono inteligente al ser éste colocado en la parte inferior derecha del tórax, con la intención de registrar la actividad respiratoria y derivar la RR durante un protocolo carga incremental inspiratoria. Previamente, se ha propuesto el uso del acelerómetro incorporado en el interior de los teléfonos móviles para evaluar la respiración de los pacientes durante una situación de

emergencia (Gupta y Dantu, 2013). Los autores colocaron este dispositivo en distintos sitios sobre el torso, orientándolo en posición vertical y horizontal, para determinar la disposición óptima que permita obtener la mejor componente de la aceleración y medir la RR (Gupta y Dantu, 2013). En esta misma línea, se ha monitoreado la RR con un teléfono inteligente colocado en el pecho de un paciente acostado (Pechprasarn y Pongnumkul, 2013). Las señales recogidas fueron procesadas mediante el uso de un algoritmo basado en el suavizado y la eliminación de la línea de tendencia, para luego estimar la RR calculando el valor pico del espectro de potencia (Pechprasarn y Pongnumkul, 2013). En el presente estudio, la región anatómica utilizada para la colocación del teléfono inteligente fue seleccionada en base a trabajos previos que han registrado la señal mecanomiográfica del diafragma en la parte baja del pecho mediante el uso de acelerómetros en sujetos sanos y en pacientes con EPOC (Sarlabous et al., 2015, 2014).

De entre las tres componentes de la aceleración capturadas con el teléfono inteligente seleccionamos la componente acc_z , ya que nos brindó la información más representativa de la excursión de la caja torácica (perpendicular a su superficie). Sin embargo, es importante resaltar que la actividad respiratoria también fue recogida por las señales acc_x y acc_y . Esto sugiere que puede extraerse mayor información relacionada con la respiración al tomar en cuenta las tres componentes de la aceleración (Jin et al., 2009; Liu et al., 2011). Para validar la señal acc_z , ésta fue comparada con una señal de aceleración de referencia (Aref) registrada con un acelerómetro de mayor robustez y sensibilidad. Esta comparación dio como resultado una alta correlación entre ambas señales a los diferentes niveles de carga respiratorias evaluados (mayores a 0.90), lo que indica lo bien que las señales estuvieron correlacionadas entre sí y por lo tanto se asegura que el teléfono inteligente captura debidamente el movimiento del pecho. Como técnica de eliminación de ruido, en este estudio se aplicó la DEMC, un algoritmo asistido por ruido blanco Gaussiano adicionado a la señal de interés y utilizado para el procesamiento de señales no lineales y no estacionarias. En este apartado seleccionamos el uso de la DEMC debido a que reduce el problema de la mezcla de modos encontrada en la versión original de la DEM (Hu et al., 2012; Z. Wu y Huang, 2009). Así como en la DEM, el objetivo de la DEMC es descomponer una señal en componentes oscilatorias o FMI sin hacer una suposición a priori sobre la naturaleza de la misma (Z. Wu y Huang, 2009). Valores de descomposición altos extraídos a partir de la señal acc_z contienen información relacionada con la actividad respiratoria. Hasta el día de hoy, uno de los principales inconvenientes en utilizar las FMI continúa siendo la selección de aquellas componentes oscilatorias que contengan información de baja frecuencia, y directamente relacionada con la actividad respiratoria. En las dos primeras partes del presente capítulo, se recurrió al uso de la frecuencia pico del espectro de potencia como parámetro para discriminar aquellas FMI con y sin ruido. No obstante, se observó que su uso provocó que algunas FMI ruidosas sean seleccionadas y adicionadas al momento de

construir la señal filtrada MMGdi de BF. Como alternativa para mejorar la selección de las FMI extraídas de la señal acc_z , se recurrió al uso del método del DFA. El uso del DFA junto a la DEM (DFA-DEM) ha demostrado ser una poderosa herramienta para separar las componentes oscilatorias ruidosas de las no ruidosas de una señal (Mert y Akan, 2014a, 2014b). La DFA-DEM ha sido utilizada para evaluar señales sintéticas y señales electroencefalográficas reales normales y de epilepsia, mostrando un desempeño superior frente a otros métodos como el de umbrales basados en Wavelets (Mert y Akan, 2014a, 2014b). En el presente trabajo hemos extendido el uso del DFA al método de la DEMC (DFA-DEMC). El exponente de escala α del DFA fue empleado como un umbral para definir los FMIs relevantes para construir la señal filtrada acc_z . El exponente α puede ser considerado como un indicador de la rugosidad de una serie temporal, es decir, valores grandes de α implican que la serie temporal analizada es suave (contenido de baja frecuencia). Su uso ha mostrado ser de fácil interpretación en la selección de las FMI. Su incorporación como técnica para diferenciar entre los diferentes modos oscilatorios ha permitido la selección de las FMIs en una técnica recién desarrollada y conocida como Descomposición Variacional en Modos (DVM), (Dragomiretskiy y Zosso, 2014). Su uso junto al DFA (DVM-DFA) ha sido empleado para la eliminación del ruido (Liu et al., 2016). De manera similar a lo expuesto en (Mert y Akan, 2014a, 2014b) y en el presente estudio, la DVM-DFA selecciona las FMI utilizando un umbral basado en el exponente α (Liu et al., 2016). Lo anterior respalda el hecho de poder utilizar el DFA como una métrica para seleccionar aquellas FMIs sin ruido resultantes del uso de la DEMC para reconstruir la señal acc_z capturada con un teléfono inteligente. La señal acc_z permitió estimar la frecuencia respiratoria y compararla con la obtenida por la señal AF. Se observó una correlación lineal que en promedio fue superior a 0.90 entre ambas señales, lo cual indica que la señal capturada con el acelerómetro incorporado al teléfono inteligente pudiera utilizarse en estudios de la frecuencia respiratoria. Las frecuencias analizadas estuvieron en un rango entre 10 y 30 bpm. Además, las RR comparadas mostraron un error sistemático promedio de 0.01 bpm y el 94.67 % de éstas se encontraron dentro de los límites de acuerdo del gráfico de Bland-Altman (-1.44 a 1.46 bpm), lo cual refuerza el uso de un teléfono móvil para el registro de la respiración. El error entre los pares de frecuencias estimadas aumentó con el incremento de la carga inspiratoria, desde el volumen corriente hasta los 25 cm H₂O. Esto pudo ser debido a que al ser impuesta una mayor carga respiratoria, el reto de realizar el protocolo respiratorio por parte de los sujetos fue cada vez mayor. Esto pudo provocar que se generasen artefactos debidos al movimiento reduciendo la estimación de la RR. Finalmente, con el propósito realizar el protocolo de carga incremental inspiratoria simplificando la instrumentación necesaria y sin desmejorar la calidad de los registros en comparación al sistema tradicional basado en émbolos utilizado en la clínica (Johnson et al., 1996), se incorporó el uso del IMT. Por su versatilidad y bajo coste este

dispositivo ha permitido incrementar la carga inspiratoria en los sujetos sanos de manera apropiada.

En la cuarta y última parte de este capítulo, se registró de manera no invasiva la actividad eléctrica del diafragma (EMGdi) mediante el uso de electrodos de disco en configuración bipolar colocados en la zona derecha de la parte baja del pecho, posición próxima a la zona de aposición del diafragma. Esta posición es similar a la utilizada para el registro de la señal MMGdi. Los registros se llevaron a cabo en sujetos sanos en los que se observó que un incremento de la Pmouth aumenta la actividad de los músculos inspiratorios. Además, se introdujo el uso del método de la fSampEn con el propósito principal de extraer la señal respiratoria contenida en la baja frecuencia de actividad EMGdi (EMGDR). Se demostró que la fSampEn es adecuada para la evaluación no invasiva de la actividad muscular contaminada con ECG para obtener la señal EMGDR y con ello estudiar la frecuencia respiratoria. De hecho, la señal de EMGDR se calculó con éxito en el rango completo de cargas inspiratorias, es decir, desde la respiración tranquila (sin carga inspiratoria) hasta los 33 cm H₂O (máxima carga inspiratoria impuesta). Además, se demostró que el desempeño de la EMGDR fue mayor en comparación con la señal EDR. Por otra parte, la señal EMGDR posee una ventaja particular respecto a la señal EDR en que esta última depende de un número determinado de muestras para ser reconstruida. La onda R de la señal cardíaca actúa como un muestreador que discretiza la señal respiratoria. Por lo tanto, y de acuerdo con el teorema de muestreo de Nyquist, para la reconstrucción de la señal respiratoria (EDR) la frecuencia de muestreo (cardíaca) deberá ser superior al doble de la señal respiratoria. Lo anterior debe cumplirse para evitar el fenómeno conocido como aliasing cardíaco (Witte et al., 1988) y que puede afectar la interpretación de la señal EDR. Adicional, la reconstrucción de la señal EDR puede verse comprometida por la aparición de latidos ectópicos (Moody et al., 1985).

La estimación de la frecuencia respiratoria de las tres señales (Pmouth, EDR y EMGDR) fue similar, lo que sugiere que la EMGDR pudiera utilizarse para extraer información útil de la respiración. La actividad respiratoria ha sido objeto de estudio al evaluar las señales EMGdi de recién nacidos (Pang et al., 1995) y en adultos (Maarsingh et al., 2000). Recientemente, se ha demostrado que la actividad diafragmática en recién nacidos prematuros proporciona información cuantitativa sobre la actividad respiratoria (Kraaijenga et al., 2015). Se ha demostrado que la frecuencia respiratoria (RR) y la frecuencia cardíaca (HR) se pueden derivar a partir de la señal EMGdi con resultados similares a los obtenidos con otras técnicas como la impedancia torácica. Sin embargo, esta última no es capaz de medir la actividad respiratoria del músculo limitando así su aplicación clínica (Kraaijenga et al., 2015). La extracción de distintos parámetros fisiológicos a partir de una sola señal haría posible la reducción de costos sanitarios. En los siguientes capítulos se profundizará en el uso de la fSampEn sobre las señales EMGdi.

4.5 Conclusiones

Los hallazgos presentados en este capítulo sugieren que el uso de la baja frecuencia derivada a partir de la actividad mecánica y eléctrica del diafragma registrada de manera no invasiva sería una potencial herramienta para el estudio de la función muscular respiratoria. Debido a su flexibilidad para ser colocados en diferentes partes del cuerpo para el registro de la actividad mecánica respiratoria, el uso de acelerómetros está ganando cada vez más aceptación por parte de la comunidad médica. Además, con el avance de la tecnología y la disponibilidad cada vez mayor de teléfonos inteligentes se abre la posibilidad de que la monitorización de la función muscular respiratoria pueda realizarse fuera de las instalaciones médicas, a un menor costo y sin que ello presente un riesgo para las personas.

Por otro lado, la actividad muscular del diafragma registrada con el uso de un simple par de electrodos de disco para la derivación de la señal respiratoria ha mostrado un mejor desempeño en comparación al uso de la actividad cardíaca. Finalmente, el uso de técnicas avanzadas de procesamiento como la descomposición empírica en modos y la entropía muestral con valores de tolerancia fijos contribuyen a mejorar el análisis de las señales respiratorias para la extracción de parámetros fisiológicos. Estudios futuros deberán enfocarse en el registro simultáneo de la actividad eléctrica y mecánica muscular respiratoria tanto en sujetos sanos como en enfermos con el propósito de evaluar la relación mecánica/eléctrica que pueda existir.

4.6 Referencias

- Agostoni, E., Mognoni, P., 1966. Deformation of the chest wall during breathing efforts. *Journal of Applied Physiology* 21, 1827-1832.
- Aliverti, A., Quaranta, M., Chakrabarti, B., Albuquerque, A.L., Calverley, P.M.A., 2009. Paradoxical movement of the lower ribcage at rest and during exercise in COPD patients. *European Respiratory Journal* 33, 49-60.
- Alonso, J.F., Mañanas, M.A., Hoyer, D., Topor, Z.L., Bruce, E.N., 2007. Evaluation of respiratory muscles activity by means of cross mutual information function at different levels of ventilatory effort. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54, 1573-1582.
- Alonso, J.F., Mañanas, M.A., Rojas, M., Bruce, E.N., 2011. Coordination of respiratory muscles assessed by means of nonlinear forecasting of demodulated myographic signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 1064-1073.
- Aoude, A.A., Kearney, R.E., Brown, K.A., Galiana, H.L., Robles-Rubio, C.A., 2011. Automated off-line respiratory event detection for the study of postoperative apnea in infants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58, 1724-1733.
- Babaeizadeh, S., Zhou, S.H., Pittman, S.D., White, D.P., 2011. Electrocardiogram-derived respiration in screening of sleep-disordered breathing. *Journal of Electrocardiology* 44, 700-706.
- Bashan, A., Bartsch, R., Kantelhardt, J.W., Havlin, S., 2008. Comparison of detrending methods for fluctuation analysis. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications* 387, 5080-5090.
- Bland, J.M., Altman, D.G., 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of

- clinical measurement. *Lancet* 1, 307-310.
- Bruce, E.N., Ackerson, L.M., 1986. High-Frequency Oscillations in Human Electromyograms During Voluntary Contractions. *Journal of Neurophysiology* 56, 542-553.
- Bruce, E.N., Goldman, M.D., 1983. High-Frequency Oscillations in Human Respiratory Electromyograms during Voluntary Breathing. *Brain Research* 269, 259-265.
- Castro, A.A.M., Porto, E.F., Feltrim, M.I.Z., Jardim, J.R., 2013. Asynchrony and hyperinflation in patients with chronic obstructive pulmonary disease during two types of upper limbs exercise. *Archivos de Bronconeumología* 49, 241-248.
- Chen, Z., Ivanov, P.C., Hu, K., Stanley, H.E., 2002. Effect of nonstationarities on detrended fluctuation analysis. *Physical Review. E, Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics* 65, 041107.
- Chiarini, G., Ray, P., Akter, S., Masella, C., Ganz, A., 2013. mHealth technologies for chronic diseases and elders: a systematic review. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications/Supplement* 31, 6-18.
- Cretikos, M.A., Bellomo, R., Hillman, K., Chen, J., Finfer, S., Flabouris, A., 2008. Respiratory rate: the neglected vital sign. *The Medical Journal of Australia* 188, 657-659.
- Davis, G.M., Cooper, D.M., Mitchell, I., 1993. The measurement of thoraco-abdominal asynchrony in infants with severe laryngotracheobronchitis. *Chest* 103, 1842-1848.
- de Andrade, A.D., Silva, T.N.S., Vasconcelos, H., Marcelino, M., Rodrigues-Machado, M.G., Filho, V.C.G., Moraes, N.H., Marinho, P.E.M., Amorim, C.F., 2005. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 631-639.
- De Groote, A., Groswasser, J., Bersini, H., Mathys, P., Kahn, A., 2002. Detection of obstructive apnea events in sleeping infants from thoracoabdominal movements. *Journal of Sleep Research* 11, 161-168.
- De Troyer, A., Leduc, D., Gevenois, P.A., Cappello, M., 2011. Asymmetrical action of the canine diaphragm after single-lung inflation. *Journal of Applied Physiology* 110, 1519-1525.
- De Troyer, A., Leeper, J.B., McKenzie, D.K., Gandevia, S.C., 1997. Neural drive to the diaphragm in patients with severe COPD. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 155, 1335-1340.
- Deng, Y., Wolf, W., Schnell, R., Appel, U., 2000. New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference: An application of the method in diaphragmatic EMG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47, 1177-1184.
- Dragomiretskiy, K., Zosso, D., 2014. Variational mode decomposition. *IEEE Transactions on Signal Processing* 62, 531-544.
- Duiverman, M.L., van Eykern, L. a, Vennik, P.W., Koëter, G.H., Maarsingh, E.J.W., Wijkstra, P.J., 2004. Reproducibility and responsiveness of a noninvasive EMG technique of the respiratory muscles in COPD patients and in healthy subjects. *Journal of Applied Physiology* 96, 1723-1729.
- Eberhard, A., Carry, P.-Y., Baconnier, P., Cotte, P., Benchetrit, G., 1997. Evaluation of respiratory inductive plethysmography: accuracy for analysis of respiratory waveforms. *Chest* 111, 910-915.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2016. Improvement in Neural Respiratory Drive Estimation from Diaphragm Electromyographic Signals using Fixed Sample Entropy. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 20, 476-485.
- Fiv, A., 2015. Android Application: AndroSensor. Google Play Store [WWW Document]. URL <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.fivasim.androsensor> (accedido 1.26.15).
- Flandrin, P., 2004. Empirical mode decomposition as data-driven wavelet-like expansions. *International*

- Journal of Wavelet, Multiresolution and Information Processing 2, 1-20.
- Flandrin, P., Rilling, G., Gonçalves, P., 2004. Empirical Mode Decomposition as a Filter Bank. *IEEE Signal Processing Letters* 11, 112-114.
- GOLD, 2016. Global Strategy for the Diagnosis, Management, and Prevention of Chronic Obstructive Pulmonary Disease. Updated 2016.
- Goldman, L.J., 2012. Nasal airflow and thoracoabdominal motion in children using infrared thermographic video processing. *Pediatric Pulmonology* 47, 476-486.
- Golemati, S., Moupagiatzis, I., Athanasopoulos, D., Vasilopoulou, M., Roussos, C., Vogiatzis, I., 2009. Comparative analysis of phase difference estimation methods quantifying asynchronies between compartmental chest wall volume signals, en: *Proc 31th Annu Int Conf IEEE EMBS*. Minneapolis, Minnesota, pp. 2871-2874.
- Gosselink, R., Wagenaar, R.C., Decramer, M., 1996. Reliability of a commercially available threshold loading device in healthy subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax* 51, 601-605.
- Gupta, N.K., Dantu, R., 2013. Evaluation of respiration quality using smart phone. *Proceedings of the 6th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments*. ACM.
- Hammer, J., Newth, C.J.L., 2009. Assessment of thoraco-abdominal asynchrony. *Paediatric Respiratory Reviews* 10, 75-80.
- Hardstone, R., Poil, S.S., Schiavone, G., Jansen, R., Nikulin, V. V., Mansvelder, H.D., Linkenkaer-Hansen, K., 2012. Detrended fluctuation analysis: A scale-free view on neuronal oscillations. *Frontiers in Physiology* 3, 1-13.
- Hodges, P.W., Gandevia, S.C., 2000. Pitfalls of intramuscular electromyographic recordings from the human costal diaphragm. *Clinical Neurophysiology* 111, 1420-1424.
- Hu, X., Peng, S., Hwang, W.L., 2012. EMD revisited: A new understanding of the envelope and resolving the mode-mixing problem in AM-FM signals. *IEEE Transactions on Signal Processing* 60, 1075-1086.
- Huang, N.E., Shen, Z., Long, S.R., Wu, M.C., Shih, H.H., Zheng, Q., Yen, N.-C., Tung, C.C., Liu, H.H., 1998. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 454, 903-995.
- Hung, P., Bonnet, S., Guillemaud, R., Castelli, E., Yen, P.T.N., 2008. Estimation of respiratory waveform using an accelerometer, en: *Proc. IEEE Int. Symp. Biomed. Imaging: From Nano to Macro*. Paris, France, pp. 1493-1496.
- Immanuel, S.A., Kohler, M., Pamula, Y., Kabir, M.M., Saint, D.A., Baumert, M., 2013. Increased variability in respiratory parameters heralds obstructive events in children with sleep disordered breathing, en: *Proc 35th Annu Int Conf IEEE EMBS*. Osaka, Japón, pp. 2024-2027.
- Islam, A.M., Sundaraj, K., Ahmad, R.B., Ahamed, N.U., 2013. Mechanomyogram for muscle function assessment: a review. *PLoS ONE* 8, e58902.
- Jin, A., Yin, B., Morren, G., Duric, H., Aarts, R.M., 2009. Performance Evaluation of a Three-axial Accelerometry-based Respiration Monitoring for Ambient Assisted Living, en: *Proc 361st Annu Int Conf IEEE EMBS*. Minneapolis, Minnesota, pp. 5677-5680.
- Johnson, P.M., Cowley, A.J., Kinnear, W.J.M., 1996. Evaluation of the THRESHOLD trainer for inspiratory muscle endurance training: Comparison with the weighted plunger method. *European Respiratory Journal* 9, 2681-2684.
- Kantelhardt, J.W., Kantelhardt, J.W., Koscielny-Bunde, E., Koscielny-Bunde, E., Rego, H.H. a., Rego,

- H.H. a., Havlin, S., Havlin, S., Bunde, A., Bunde, A., 2001. Detecting long-range correlations with detrended fluctuation analysis. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications* 295, 441-454.
- Konno, K., Mead, J., 1967. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *Journal of Applied Physiology* 22, 407-422.
- Kraaijenga, J. V, Hutten, G.J., de Jongh, F.H., van Kaam, A.H., 2015. Transcutaneous electromyography of the diaphragm: A cardio-respiratory monitor for preterm infants. *Pediatric Pulmonology* 50, 889-895.
- Lapi, S., Lavorini, F., Borgioli, G., Calzolari, M., Masotti, L., Pistolesi, M., Fontana, G. a, 2014. Respiratory rate assessments using a dual-accelerometer device. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 191, 60-66.
- Larson, J.L., Kim, M.J., Sharp, J.T., Larson, D. a, 1988. Inspiratory muscle training with a pressure threshold breathing device in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *The American Review of Respiratory Disease* 138, 689-696.
- Leistedt, S., Dumont, M., Lanquart, J.P., Jurysta, F., Linkowski, P., 2007. Characterization of the sleep EEG in acutely depressed men using detrended fluctuation analysis. *Clinical Neurophysiology* 118, 940-950.
- Liu, G.-Z., Guo, Y.-W., Zhu, Q.-S., Huang, B.-Y., Wang, L., 2011. Estimation of Respiration Rate from Three-Dimensional Acceleration Data Based on Body Sensor Network. *Telemedicine and e-Health* 17, 705-711.
- Liu, Y., Yang, G., Li, M., Yin, H., 2016. Variational mode decomposition denoising combined the detrended fluctuation analysis. *Signal Processing* 125, 349-364.
- Lozano, M., Fiz, J.A., Jané, R., 2016. Performance evaluation of the Hilbert-Huang transform for respiratory sound analysis and its application to continuous adventitious sound characterization. *Signal Processing* 120, 99-116.
- Maarsingh, E., Van Eykern, L.A., Sprickelman, A.B., Hoekstra, M.O., van Aalderen, W.M.C., 2000. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *Journal of Applied Physiology* 88, 1955-1961.
- Martin, D.A., Smith, B.K., Gabrielli, A., 2013. Mechanical ventilation, diaphragm weakness and weaning: A rehabilitation perspective. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 189, 377-383.
- Mert, A., Akan, A., 2014a. Detrended fluctuation analysis for empirical mode decomposition based denoising, en: *Proceedings of the 22nd European Signal Processing Conference, (EUSIPCO)*. Lisboa, pp. 1212-1216.
- Mert, A., Akan, A., 2014b. Detrended fluctuation thresholding for empirical mode decomposition based denoising. *Digital Signal Processing* 32, 48-56.
- Moody, G.B., Mark, R.G., Bump, M. a, Weinstein, J.S., Berman, A.D., Mietus, J.E., Goldberger, A.L., 1986. Clinical Validation of the ECG-Derived Respiration (EDR) Technique. *Computers in Cardiology* 13, 507-510.
- Moody, G.B., Mark, R.G., Zoccola, A., Mantero, S., 1985. Derivation of respiratory signals from multi-lead ECGs. *Computers in Cardiology* 12, 113-116.
- Motto, A.L., Galiana, H.L., Brown, K. a, Kearney, R.E., 2005. Automated estimation of the phase between thoracic and abdominal movement signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 52, 614-621.
- OMS, 2011. *mHealth: New Horizons for Health Through Mobile Technologies: Second Global Survey on eHealth*, Volume 3. Ginebra, Suiza.
- Orizio, C., 1993. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 21, 201-243.

- Pang, P.C.W., Pepper, M.G., Ducker, D. a., 1995. Monitoring respiratory activity in neonates using diaphragmatic electromyograph. *Medical and Biological Engineering and Computing* 33, 385-390.
- Pechprasarn, T., Pongnumkul, S., 2013. Estimation of respiratory rate from smartphone's acceleration data, en: 10th Int Conf Electr Eng Comput Telecommun Inf Technol (ECTI-CON) 2013. Krabi, pp. 1-5.
- Peng, C.K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H.E., Goldberger, a. L., 1994. Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review. E, Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics* 49, 1685-1689.
- Peng, C.K., Havlin, S., Stanley, H.E., Goldberger, A.L., 1995. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos* 5, 82-87.
- Pikovsky, A., Roseblum, M., Kurths, J., 2001. *Synchronization: A Universal Concept in Nonlinear Sciences*. Vol. 12. Cambridge University Press, New York.
- Pincus, S.M., 1991. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 88, 2297-2301.
- Prisk, G.K., Hammer, J., Newth, C.J.L., 2002. Techniques for measurement of thoracoabdominal asynchrony. *Pediatric Pulmonology* 34, 462-472.
- Ragnarsdóttir, M., Kristinsdóttir, E.K., 2006. Breathing movements and breathing patterns among healthy men and women 20-69 years of age. Reference values. *Respiration* 73, 48-54.
- Richman, J.S., Moorman, J.R., 2000. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology* 278, H2039-H2049.
- Rilling, G., Flandrin, P., Gonçalves, P., 2003. On empirical mode decomposition and its algorithms, en: *Proceedings of the EURASIP Workshop Nonlinear Signal Image Processing (NSIP)*. Grado, Italia, pp. 8-11.
- Río, F.G., 2007. Importancia del atrapamiento aéreo en la EPOC. *Archivos de Bronconeumología* 41, 1-8.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J. a, Gea, J., Martinez-Llorens, J.M., Jane, R., 2009. Evaluation of the respiratory muscular function by means of diaphragmatic mechanomyographic signals in COPD patients, en: *Proc 33st Annu Int Conf IEEE EMBS*. Minneapolis, Minnesota, USA, pp. 3925-3928.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J., Morera, J., Jané, R., 2013. Index for estimation of muscle force from mechanomyography based on the Lempel-Ziv algorithm. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, 548-557.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Gea, J., Martinez-Llorens, J.M., Jané, R., 2015. Efficiency of mechanical activation of inspiratory muscles in COPD using sample entropy. *European Respiratory Journal* 46, 1808-1811.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Jané, R., 2014. Evidence towards Improved Estimation of Respiratory Muscle Effort from Diaphragm Mechanomyographic Signals with Cardiac Vibration Interference Using Sample Entropy with Fixed Tolerance Values. *PloS ONE* 9, e88902.
- Sassoon, C.S., Foster, G.T., 2001. Patient-ventilator asynchrony. *Current Opinion in Critical Care* 7, 28-33.
- Sinderby, C., Liu, S., Colombo, D., Camarotta, G., Slutsky, A.S., Navalesi, P., Beck, J., 2013. An automated and standardized neural index to quantify patient-ventilator interaction. *Critical Care* 17, R239.
- Stepien, P., 2014. Sliding Window Empirical Mode Decomposition -its performance and quality. *EPJ - Nonlinear Biomedical Physics* 2, 1-13.

- Tobin, M.J., Perez, W., Guenther, S.M., Lodato, R.F., Dantzker, D.R., 1987. Does rib cage-abdominal paradox signify respiratory muscle fatigue? *Journal of Applied Physiology* 63, 851-860.
- Torres, A., Fiz, J.A., Jané, R., Galdiz, J.B., Gea, J., Morera, J., 2007. Application of the empirical mode decomposition method to the analysis of respiratory mechanomyographic signals, en: *Proc 29th Annu Int Conf IEEE EMBS*, Lyon, Francia, pp. 1566-1569.
- Witte, H., Zwiener, U., Rother, M., Glaser, S., 1988. Evidence of a previously undescribed form of respiratory sinus arrhythmia (RSA)—the physiological manifestation of «cardiac aliasing». *Pflügers Archiv* 412, 442-444.
- Wu, M., Huang, N.E., 2009. Biomedical data processing using HHT: A review, en: Naït-Ali, A. (Ed.), *Advanced Biosignal Processing*. Springer Berlin Heidelberg, Berlín, Heidelberg, pp. 335-352.
- Wu, Z., Huang, N.E., 2004. A study of the characteristics of white noise using the empirical mode decomposition method. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 460, 1597-1611.
- Wu, Z., Huang, N.E., 2009. Ensemble empirical mode decomposition: a noise-assisted data analysis method. *Advances in Adaptive Data Analysis* 1, 1-41.
- Yañez, A.M., Guerrero, D., Pérez De Alejo, R., Garcia-Rio, F., Alvarez-Sala, J.L., Calle-Rubio, M., Malo De Molina, R., Valle Falcones, M., Ussetti, P., Sauleda, J., Zamora García, E., Rodríguez-González-Moro, J.M., Franco Gay, M., Torrent, M., Agustí, A., 2012. Monitoring breathing rate at home allows early identification of COPD exacerbations. *Chest* 142, 1524-1529.
- Zhang, J., Yan, R., Gao, R.X., Feng, Z., 2010. Performance enhancement of ensemble empirical mode decomposition. *Mechanical Systems and Signal Processing* 24, 2104-2123.

Capítulo 5

Estimación del inicio y fin neural inspiratorio en señales EMGdi de superficie

ESTE capítulo presenta una metodología que permite extraer información temporal a partir de la señal electromiográfica del diafragma (EMGdi) registrada de manera no invasiva en sujetos sanos. La señal EMGdi proporciona una medida representativa del impulso neural respiratorio, que refleja la carga ejercida por los músculos respiratorios durante la inspiración. A partir de la señal EMGdi es posible cuantificar de manera indirecta el impulso neural respiratorio (NRD), y obtener información temporal del inicio (nt_{on}) y fin (nt_{off}) neural. El NRD fue estimado en la señal EMGdi mediante el uso de la entropía muestral con valores de tolerancia fijo ($EMGdi_{fse}$). Para la estimación del nt_{on} se desarrolló una técnica denominada umbral dinámico basada en la distribución de la amplitud de la $EMGdi_{fse}$. La técnica propuesta hace uso del método de estimación de densidad por kernel para estimar la función de densidad de probabilidad la cual permite definir un umbral representado por la moda de la distribución de amplitud. El nt_{off} fue propuesto como el tiempo en donde la $EMGdi_{fse}$ disminuye al 70 % de su valor pico dentro de un período inspiratorio (T_i). Las detecciones de nt_{on} y nt_{off} fueron comparadas con el inicio y fin de la señal de flujo de aire. Para este propósito, se han propuesto dos protocolos respiratorios basados en el incremento gradual de la frecuencia respiratoria (RR) y en la disminución gradual del tiempo inspiratorio fraccional (T_i/T_{tot}). A partir de los tiempos de inicio y fin detectados en la $EMGdi_{fse}$ y en la señal de flujo de aire respiratorio se derivaron los parámetros ventilatorios RR, T_i y T_i/T_{tot} . El método propuesto ofrece una alternativa prometedora para estimar los tiempos neurales respiratorios y derivar diferentes

parámetros ventilatorios de interés en la práctica clínica a partir de medidas no invasivas de la actividad eléctrica de los músculos respiratorios.

5.1 Introducción

La contracción de los músculos respiratorios se produce en respuesta a la estimulación eléctrica de los músculos. Estos estímulos eléctricos se originan en las neuronas respiratorias del tronco del encéfalo, se transmiten a través de los nervios motores a las uniones neuromusculares y se propagan a lo largo de las fibras musculares (Aldrich et al., 2002). La electromiografía respiratoria mide la actividad eléctrica de los músculos respiratorios en respuesta a esta estimulación nerviosa. La actividad electromiográfica es el resultado de la suma temporal y espacial del disparo de los trenes potencial de acción de las unidades de motora de forma asíncrona. La electromiografía de los músculos respiratorios se puede utilizar para evaluar el nivel y el patrón de la activación muscular (Aldrich et al., 2002). La respuesta del centro respiratorio o del impulso neuronal respiratorio (NRD), se expresa mejor en una neurograma frénico, pero esto no es factible en los seres humanos. Como alternativa, las medidas de la señal electromiográfica del diafragma (EMGdi) muy probablemente reflejan la actividad frénica: cuanto mayor sea la amplitud de la señal EMGdi, mayor será el número de fibras del diafragma que se contraerán en respuesta a los estímulos nerviosos (Eui-Sik et al., 2015; Jolley et al., 2009; Parthasarathy et al., 2000).

La señal EMGdi puede registrarse utilizando métodos invasivos, lo que implica el uso de una serie de electrodos colocados en el esófago a nivel del diafragma para registrar su actividad eléctrica. Los registros EMGdi esofágicos no están influenciados por la obesidad o la distancia del sitio de origen. Sin embargo, éstos pueden no ser representativos del diafragma en su conjunto, debido a que solamente se registra la porción crural del diafragma y son particularmente susceptibles a la influencia de la actividad cardíaca (Aldrich et al., 2002). Además, esta técnica de medición puede ser engorrosa y de uso limitado en la práctica clínica habitual (Murphy et al., 2011). Como alternativa, electromiografía de superficie ha sido utilizada para medir la actividad de la diafragma (Aldrich et al., 2002). La EMGdi de superficie ha demostrado que es reproducible y que posee la suficiente sensibilidad para evaluar la función de los músculos respiratorios tanto en sujetos sanos y pacientes (Duiverman et al., 2004). La señal EMGdi de la porción costal del diafragma puede ser adquirida de forma no invasiva usando electrodos de superficie colocados en la zona de aposición del diafragma a la pared del pecho, como se describe en (Gross et al., 1979). Esta configuración de electrodos permite el registro de la actividad eléctrica de las fibras costales del diafragma, junto con la de los músculos intercostales. Las porciones costal y crural del diafragma se activan de manera similar durante la respiración (Aldrich et al., 2002; Sinderby et al., 1998). Los electrodos de superficie

resultan ventajosos debido a su naturaleza no invasiva y su capacidad de evaluar un gran número de unidades motoras. Sin embargo, las variaciones en la constitución del cuerpo entre individuos producen un efecto de filtrado variable entre el músculo y los electrodos (Aldrich et al., 2002).

El inicio y fin del tiempo neural inspiratorio son medidas de importancia fundamental en los estudios de interacción paciente-ventilador (Parthasarathy et al., 2000), donde el nivel de la asistencia proporcionada por el ventilador es controlado por la demanda del paciente, reduciendo la asincronía paciente-ventilador (Sinderby et al., 1999), y que se evalúa como el tiempo que transcurre entre el inicio de la actividad EMGdi y el inicio de una señal de ventilación mecánica. El inicio del tiempo neural inspiratorio se puede determinar en las señales EMGdi al detectar cuando la amplitud EMGdi alcanza un valor umbral (Ferrandis et al., 2012; Parthasarathy et al., 2000). El final de tiempo neural inspiratorio ha sido propuesto como el pico de la amplitud EMGdi (Beck et al., 2011), el punto de rápida disminución de la amplitud EMGdi (Ferrandis et al., 2012; Parthasarathy et al., 2000), y al determinar cuando la señal EMGdi disminuye al 70% de su valor pico (Sinderby et al., 2013).

En general, los tiempos de inicio y fin en las señales electromiográficas pueden detectarse visualmente por un experto o con la ayuda de métodos computacionales (Staude et al., 2001). Este último se implementa principalmente mediante enfoques basados en umbrales y reglas de decisión estadísticas (Staude et al., 2001). Estas formulaciones tienen la ventaja de facilitar el análisis y evitar detecciones subjetivas por parte de los observadores. Sin embargo, el desempeño de estos métodos podrían verse afectados por la calidad de la señal, especialmente al estudiarse la actividad EMGdi registrada durante la respiración tranquila, donde la relación señal a ruido es baja. Tanto los registros esofágicos como los de superficie son susceptibles a la interferencia cardíaca. Existe un considerable solapamiento entre el contenido de frecuencia del electrocardiograma (ECG) y las señales EMGdi. Cuando el contenido de frecuencia de la señal EMGdi se desplaza hacia frecuencias más bajas, un filtrado paso alto excesivo dará como resultado reducciones espurias en la amplitud EMGdi.

Además, los artefactos cardíacos a menudo hacen que sea difícil de utilizar la señal EMGdi para determinar el inicio y el fin de tiempo neural: un ECG que ocurre durante el inicio o fin de la inspiración neural podría conducir a detecciones erróneas. Las estrategias para reducir factores no deseados, como la contaminación bioeléctrica de la señal ECG, son aspectos importantes a considerar en la mejora de la interpretación de la actividad EMGdi por parte de los médicos (Allison, 2003). Para superar el inconveniente de la interferencia ECG, la entropía muestral con valores de tolerancia fijos (fSampEn), una técnica que es robusta contra el ruido de tipo impulsivo, ha sido utilizada en este estudio (Estrada et al., 2016). En este trabajo la fSampEn demostró un mejor desempeño que los estimadores de amplitud clásicos. Además, la fSampEn ha sido utilizada para estimar la frecuencia respiratoria a partir de señales EMGdi

superficie [16]. La fSampEn ha sido utilizada también para evaluar el esfuerzo y la eficiencia de los músculos respiratorios a partir de las señales mecanomiográficas del diafragma (Sarlabous et al., 2015, 2014), para evaluar la fuerza muscular (Kamavuako et al., 2012) así como detectar el inicio y el fin en músculos no respiratorios (Liu y Liu, 2016; Zhang y Zhou, 2012; Zhou y Zhang, 2014). El principal beneficio de aplicar un método basado en la fSampEn para determinar el inicio en las señales EMGdi es que no es necesario filtrar la señal EMGdi, conservando sus características y facilitando la detección automática del inicio mediante algoritmos. Este método sería igualmente aplicable tanto a los registros de superficie como a los esofágicos.

Basados en las consideraciones anteriores, los objetivos del presente estudio fueron (1) desarrollar un método para estimar inicio y fin neural inspiratorio basados en el uso de la fSampEn calculada sobre una ventana móvil de 0.25 s en las señales EMGdi superficie ($EMGdi_{fse}$), y (2) evaluar estas estimaciones, comparándolas con las estimaciones indirectas del tiempo neural inspiratorio basado en la señal de flujo de aire respiratorio (AF). Para lograr estos objetivos los métodos propuestos se han probado en un estudio experimental con señales EMGdi superficie registradas en diez sujetos sanos durante dos protocolos respiratorios. Estos protocolos respiratorios fueron diseñados para evaluar la influencia de los diferentes patrones respiratorios sobre la señal $EMGdi_{fse}$. El primer protocolo consistió en un aumento gradual de la frecuencia respiratoria (RR) con un tiempo inspiratorio fraccional constante (T_i/T_{tot}). El segundo protocolo consistió en una disminución gradual en el T_i/T_{tot} con una RR constante.

5.2 Materiales y métodos

5.2.1 Sujetos y adquisición de datos

Diez sujetos (5 hombres y 5 mujeres) fueron reclutados para este estudio. La participación fue voluntaria y todos los sujetos dieron su consentimiento informado por escrito previo de su inclusión en el estudio y con la aprobación de la Junta de Revisión Institucional del Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), Barcelona, España. El registro de las señales se llevó a cabo en el Grupo de Procesamiento e Interpretación de Señales Biomédicas del IBEC. Los participantes fueron reclutados por contacto boca a boca y en reuniones académicas solicitándose la participación para una investigación llevada a cabo en el IBEC. Los sujetos fueron aceptados en el estudio si tenían más de 18 años de edad, eran no fumadores y no tenían un historial médico previo de enfermedades cardiopulmonares o musculoesqueléticas. La Tabla 5.1 muestra los datos antropométricos de los sujetos estudiados.

Tabla 5. 1 Datos antropométricos de los sujetos sanos registrados

Sujeto	sexo	masa (kg)	altura (m)	edad (años)	IMC (kg/m ²)
S1	H	83.00	1.68	33	29.41
S2	H	80.00	1.71	34	27.36
S3	H	92.00	1.90	43	25.48
S4	H	83.00	1.79	21	25.90
S5	H	84.00	1.79	32	26.22
S6	M	43.00	1.48	34	19.63
S7	M	55.00	1.69	23	19.26
S8	M	50.00	1.63	30	18.82
S9	M	54.00	1.58	26	21.63
S10	M	73.00	1.78	27	23.04
media ± SD	H	84.40 ± 4.51	1.77 ± 0.09	32.60 ± 7.83	26.87 ± 1.58
media ± SD	M	55.00 ± 11.11	1.63 ± 0.11	28.00 ± 4.18	20.48 ± 1.79

M: masculino, F: femenino, IMC: índice de masa corporal, SD: desviación estándar.

La actividad EMGdi de la parte costal del diafragma fue registrada sobre la superficie inferior derecha del pecho. Un par de electrodos desechables de Ag-AgCl y pre gelificados (11 mm de diámetro, electrodo de espuma 50 / PK - EL501, Biopac Systems, Inc., Goleta, CA, EE.UU.) en configuración bipolar fueron adheridos a la piel de los sujetos, en el séptimo y octavo espacio intercostal, un electrodo debajo del otro a lo largo del axilar anterior y por encima del reborde costal (Deng et al., 2000; Estrada et al., 2016). Un electrodo de tierra se colocó sobre el tobillo derecho como referencia. Antes de la colocación de los electrodos, la piel se frotó suavemente usando un gel abrasivo (Nuprep, Weaver and Company, Aurora, CO, USA) para mejorar la conductividad de la superficie de la piel, seguido de su limpieza con alcohol.

Las señales EMGdi capturadas mediante la configuración bipolar se enviaron a un amplificador modular (EMG 100C, Biopac Systems, Inc. Santa Barbara, CA, EE.UU.) que tiene un filtro pasa bandas analógico con frecuencias de corte de 1 y 500 Hz y una ganancia de 5000. La señal AF fue registrada al mismo tiempo, utilizando un transductor de flujo o neumotacógrafo (TSD107B, Biopac Systems, Inc.) conectado a un amplificador modular (DAC 100C, Biopac Systems, Inc.) con un filtro pasa bajos analógico utilizando una frecuencia de corte de 300 Hz y una ganancia de 1000. Los datos recogidos fueron muestreados a 2000 Hz, usando un sistema de adquisición de datos analógico a digital de 16 bits (MP150, Biopac Systems, Inc.). El procesamiento de señales se llevó a cabo utilizando el software MATLAB (v. R2011b, Natick, MA, EE.UU.). Los registros EMGdi y AF fueron diezmados por un factor de 2 para obtener una frecuencia de 1000 Hz.

5.2.2 Protocolos respiratorios

Este estudio incluye dos protocolos respiratorios para el control de la respiración. Los sujetos se sentaron cómodamente en una silla mientras llevaban un clip nasal en la nariz para prevenir la fuga de aire a través de las fosas nasales (Figura 5. 1). Por otra parte, a todos los sujetos se les animó a evitar tener que realizar movimientos con el cuerpo para minimizar los artefactos musculares que puedan interferir con las mediciones. Con la intención de controlar el patrón de la respiración, a cada uno de los sujetos se les pidió que mientras respiraban siguieran una guía visual que aparecía en una pantalla de ordenador situado frente de ellos. La Figura 5. 1 muestra una secuencia de imágenes de un sujeto realizando un protocolo respiratorio utilizando una guía visual. Como se aprecia en la Figura 5. 1, la guía visual le indica al sujeto el instante en que (a) inicia el período inspiratorio, (b) finaliza el período inspiratorio e inicia el período espiratorio y (c) finaliza el período espiratorio para dar inicio al siguiente ciclo respiratorio. Antes de cada registro, los participantes se familiarizaron con los dos protocolos respiratorios.

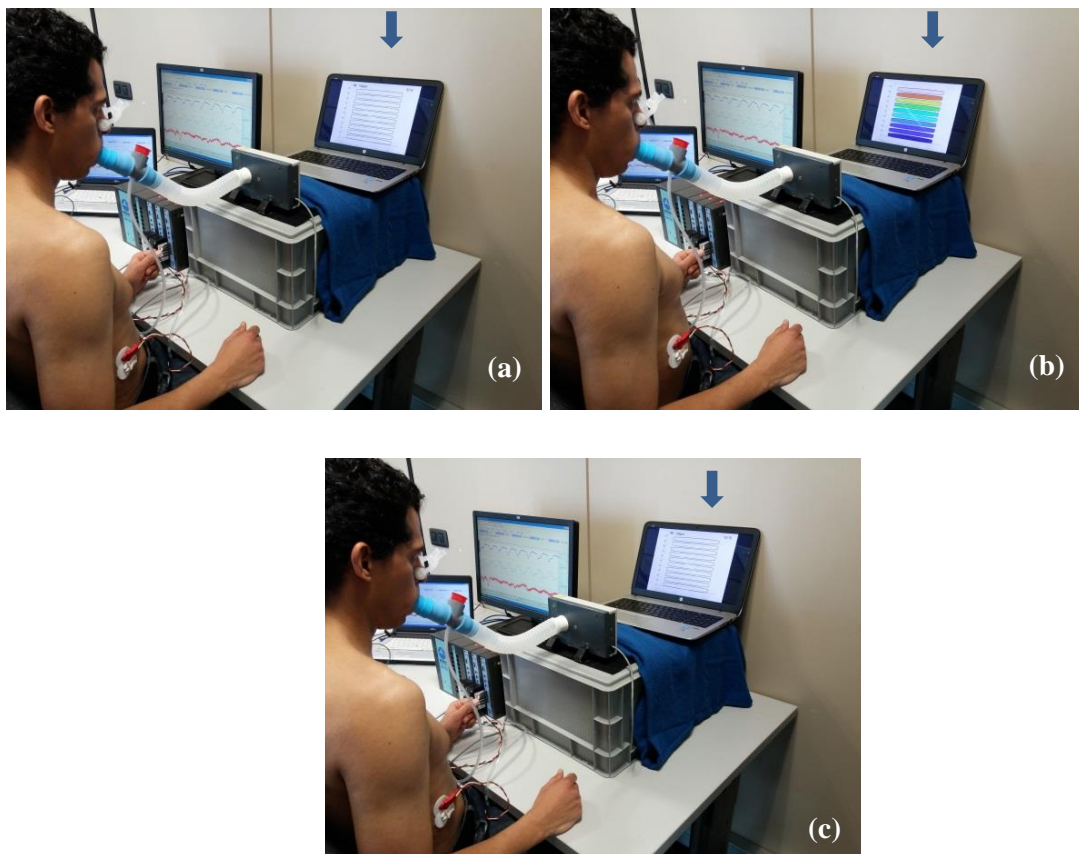


Figura 5. 1 Secuencia de imágenes de un sujeto realizando un protocolo respiratorio utilizando una guía visual en una pantalla (flecha) para el control del patrón respiratorio. (a) Inicio de la fase inspiratoria, (b) fin de la fase inspiratoria e inicio de la fase espiratoria y (c) fin de la fase espiratoria. Grupo de Procesamiento e Interpretación de Señales Biomédicas del IBEC.

5.2.3 Protocolo de incremento de frecuencia respiratoria (RR)

En este protocolo los sujetos fueron instruidos a respirar de manera progresiva aumentando su RR en 15 al 20, 24, 30 y 40 respiraciones por minuto (bpm) cada 16 ciclos respiratorios. Un rango de RR similar ha sido utilizado para el estudio de la hiperinflación dinámica en sujetos sanos (Yan y Kayser, 1997) y en pacientes con EPOC (Weigt et al., 2008). A lo largo del protocolo, los sujetos mantuvieron un T_i/T_{tot} de 0.40. La duración total del protocolo RR fue de alrededor de 3.5 min. En la Figura 5. 2 se representan los trazos correspondientes a (a) la señal AF, (b) la señal EMGdi y (c) la EMGdi_{fse} en un sujeto representativo que realizó el protocolo RR.

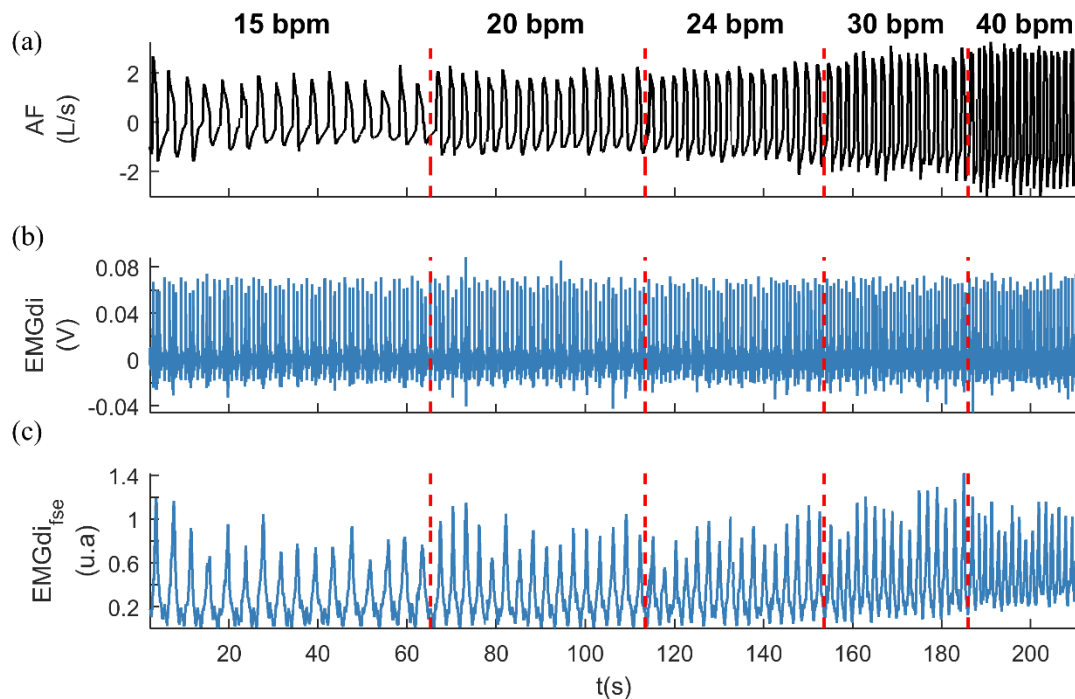


Figura 5. 2 Protocolo de incremento de la frecuencia respiratoria (RR). Trazos de un sujeto representativo en el que se muestra (a) la señal AF, (b) la señal EMGdi y (c) la EMGdi_{fse}. Las líneas discontinuas rojas representan los diferentes intervalos al incrementar la RR correspondientes a 15, 20, 24, 30 y 40 bpm.

5.2.4 Protocolo de disminución del tiempo inspiratorio fraccional (T_i/T_{tot})

En este protocolo los sujetos fueron instruidos a respirar de manera progresiva disminuyendo su T_i/T_{tot} en 0.54, 0.45, 0.36, 0.27 y 0.18 cada 10 ciclos respiratorios. A lo largo del protocolo, los sujetos mantuvieron un RR de 16 bpm. La duración total del protocolo T_i/T_{tot} fue de alrededor de cuatro minutos. Las variaciones de los parámetros RR y T_i/T_{tot} fueron centradas en 16 bpm y 0.36, respectivamente, basado el estudios del patrón respiratorio

(Bendixen et al., 1964). En la Figura 5. 3 se representan los trazos correspondientes a (a) la señal AF, (b) la señal EMGdi y (c) el EMGdi_{fse} en un sujeto representativo que realizó el protocolo T_i/T_{tot} .

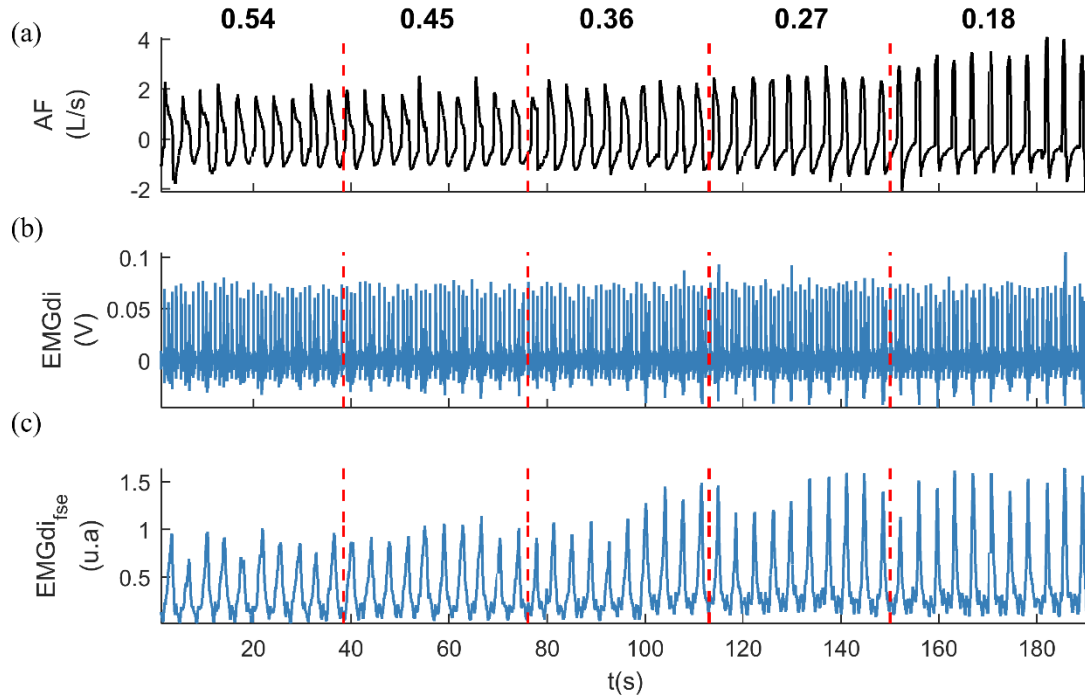


Figura 5. 3 Protocolo de disminución de tiempo inspiratorio fraccional (T_i/T_{tot}). Trazos de un sujeto representativo en el que se muestra (a) la señal AF, (b) la señal EMGdi y (c) la EMGdi_{fse}. Las líneas discontinuas rojas representan los diferentes intervalos al disminuir el T_i/T_{tot} correspondientes a 0.54, 0.45, 0.36, 0.27 y 0.18.

5.3 Procesamiento de señales

5.3.1 Estimación del inicio y fin en la señal de flujo respiratorio (AF)

La señal AF fue filtrada digitalmente paso bajo utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden y de fase cero con una frecuencia de corte de 5 Hz para reducir los artefactos. Además, se le restó su valor medio. Un criterio basado en el cruce por cero se utilizó en las señales AF para delimitar los ciclos respiratorios consecutivos (Schmidt et al., 1998). El punto en el que AF sobrepasa la línea de base (umbral de valor cero) fue considerado como t_{on} , mientras que t_{off} se definió como el punto donde AF disminuyó respecto de la línea de base. La Figura 5. 4 (a) muestra trazos representativos de un registro AF, en donde la línea continuas y discontinuas de color rojo indican el t_{on} y el t_{off} , respectivamente.

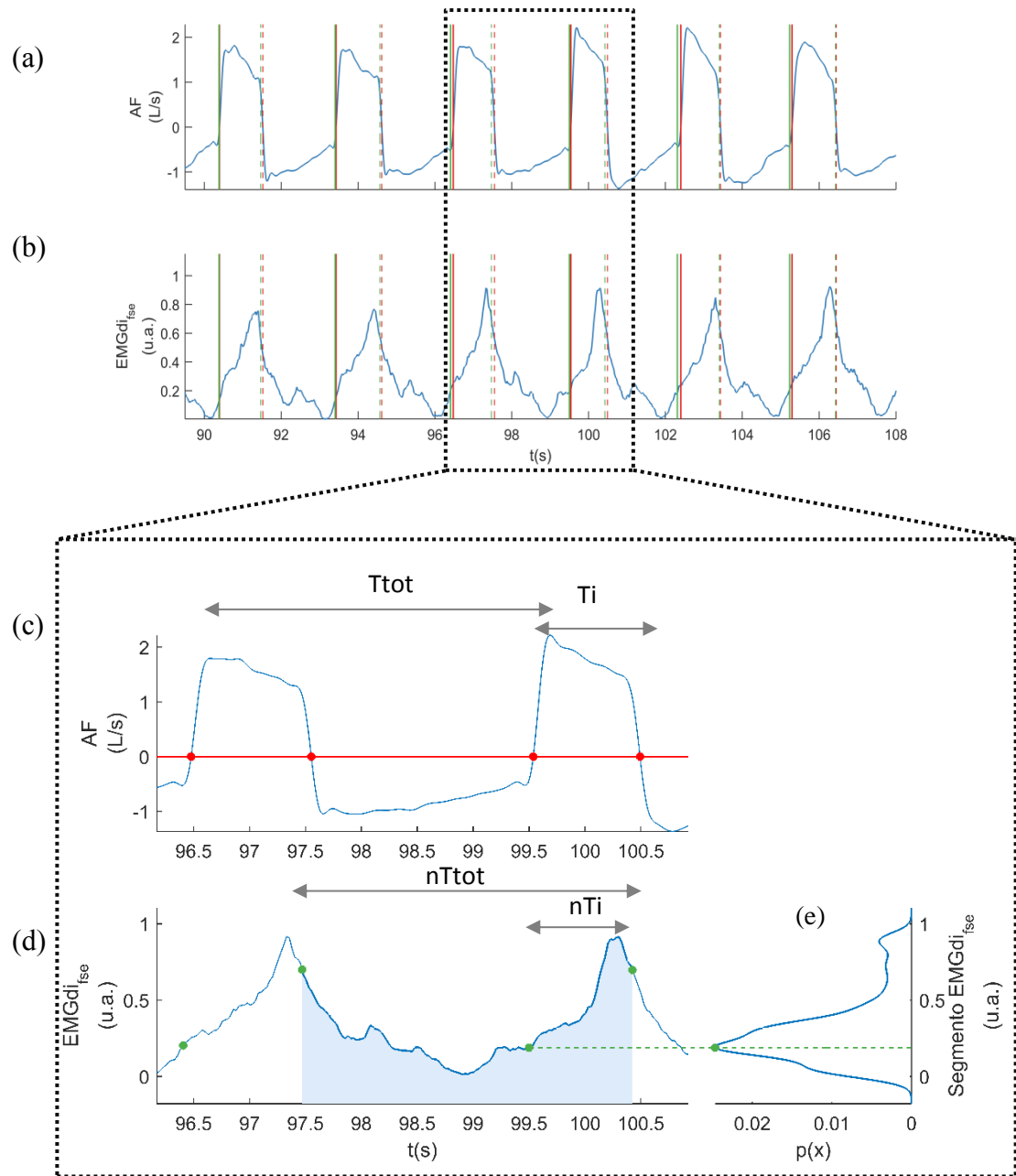


Figura 5. 4 Procedimiento para determinar los tiempos de inicio y fin. (a) Trazos representativos de la señal AF. (c) Los inicios y fines en la señal AF fueron determinados usando un criterio basado en el cruce por ceros (línea roja horizontal). Los puntos rojos indican el inicio y el fin en la señal AF. (b) Trazos representativos de EMGdi_{fse}. (d) El nt_{off} es detectado cuando la EMGdi_{fse} se reduce al 70 % de su valor pico. El nt_{on} fue establecido utilizando un umbral dinámico basado en el uso de (e) la estimación de densidad por kernel en un segmento comprendido entre dos nt_{on} sucesivos. Las líneas continuas verticales rojas y verdes indican los tiempos de inicio t_{on} y nt_{on}, respectivamente. Las líneas discontinuas verticales rojas y verdes indican los tiempos finales t_{off} y nt_{off}, respectivamente. T_i y nT_i son las estimaciones del período inspiratorio en la señal AF y en la EMGdi_{fse}. T_i/T_{tot} y nT_i/T_{tot} son las estimaciones del tiempo inspiratorio fraccional.

A partir de las señales AF podemos derivar los siguientes parámetros ventilatorios (Figura 5. 4 c):

- Período inspiratorio (T_i): intervalo de tiempo entre t_{on} y t_{off} .
- Período de Respiratorio (T_{tot}): intervalo de tiempo entre dos detecciones sucesivas de t_{on} .
- Frecuencia respiratoria (RR): $60/T_{tot}$.
- Tiempo inspiratorio fraccional: T_i/T_{tot} .

5.3.2 Estimación indirecta de inicio y fin neural en señales EMGdi

Las señales AF fueron filtradas paso banda digitalmente utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden y de fase cero con frecuencias de corte de 5 y 400 Hz. Seguidamente, la amplitud de las señales EMGdi fue estimada con la $fSampEn$ ($EMGdi_{fse}$), usando una ventana móvil de 0.25 s, como se muestra en la Figura 5. 4 b. Cada valor de la $EMGdi_{fse}$ representa una medida de la amplitud de la señal EMGdi en una ventana de análisis de 0.25 s. Como se mencionó anteriormente, la $fSampEn$ (Estrada et al., 2016) ha sido desarrollada basada en el algoritmo de la entropía muestral utilizado para el estudio de series temporales de corta longitud y en datos ruidosos (Richman y Moorman, 2000).

La $fSampEn$ es un índice que permite cuantificar la variación de la amplitud de las componentes complejas de señales estocásticas, como la señal de EMGdi, y es menos sensible a las componentes deterministas y menos complejas, tales como la señal de ECG. Por lo tanto, este índice es muy adecuado para el estudio de señales de EMGdi que muestran interferencia de la actividad cardíaca. Dos parámetros deben especificarse cuando se utiliza $fSampEn$: la dimensión m y el valor de tolerancia r , los cuales describen longitud de los tramos a comparar y el criterio de similitud, respectivamente. La elección particular de estos parámetros depende del tipo de señal a analizar. En este trabajo, el valor de m se fijó a 1 y el valor r se fijó a 0.3 veces la desviación estándar de la señal de EMGdi, como ha sido reportado anteriormente (Estrada et al., 2016, 2015), junto a una ventana 0.25 s de duración con pasos de 0.025 s (90 % de solapamiento).

Posteriormente, el nt_{on} y el nt_{off} se derivaron a partir de $EMGdi_{fse}$ (Figura 5. 4 b). En primer lugar, el nt_{off} se detectó cuando la $EMGdi_{fse}$ disminuye al 70 % valor de su valor pico en cada ciclo respiratorio (Sinderby et al., 2013) como se muestra en la Figura 5. 4 d. El método de uso más común para la detección del nt_{on} es basado en un umbral estático (Allison, 2003). Sin embargo, el patrón de la respiración presenta una inherente variabilidad interindividual (Benchetrit, 2000). En consecuencia, esta condición puede influir en la variabilidad de los registros EMGdi, obstaculizando su evaluación. Basados en este hecho, un método de umbral estático sería inapropiado en este caso. Por esta razón, con el fin de detectar el nt_{on} , en este

trabajo proponemos un método basado en un umbral dinámico. Este método consiste en obtener la distribución de amplitud de un segmento $EMGdi_{fse}$ entre dos detecciones nt_{off} sucesivas (Figura 5. 4 e). Utilizando un enfoque estadístico, basado en la evaluación de la distribución de amplitudes, se estableció un umbral dinámico que refleja el inicio de la actividad muscular respiratoria. El histograma es una manera fácil de estimar la distribución de amplitud. Sin embargo, su uso conlleva ciertos problemas, especialmente en conjuntos de datos relativamente pequeños, así como la selección adecuada de los intervalos discretos (ancho).

Para aliviar las limitaciones inherentes asociadas al histograma clásico, hemos utilizado el método de estimación de densidad por kernel (KDE), (Silverman, 1986). El KDE es un método no paramétrico que permite estimar la función de densidad de probabilidad $p(x)$. La estimación de $p(x)$ usando la KDE viene dada por:

$$\hat{p}(x) = \frac{1}{Nh} \sum_{i=1}^N K\left(\frac{x - x_i}{h}\right) \quad (5.1)$$

donde x punto en el cual se trata de estimar la densidad.

x_i valor de la variable en el caso $i = 1, \dots, n$.

N es el número de observaciones.

h es el ancho de banda o parámetro de suavizado.

$K(x)$ es la función kernel empleada.

La forma más común de KDE, el Kernel Gaussiano, fue usado y está definida como:

$$K(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2}} \quad (5.2)$$

Un valor pequeño de h da lugar a una versión poco suavizada (alta varianza) de la distribución de densidad mientras que un valor grande de h da lugar a una versión más suavizada (alto sesgo) de la distribución de densidad. Asumiendo que la distribución es Gaussiana y haciendo uso de un kernel Gaussiano, el valor óptimo de h se define como:

$$h_{opt} = \sigma \sqrt{\frac{4}{3N}} \quad (5.3)$$

donde σ es la desviación estándar de los datos (Silverman, 1986).

Después de estimar la $p(x)$, se definió el umbral dinámico como su valor pico, que representa la moda de la distribución de amplitud (Figura 5. 4 e). Posteriormente, se procedió a determinar el nt_{on} como el último punto que cruza el umbral en el segmento $EMGdi_{fse}$ en

dirección ascendente. La Figura 5. 4 d muestra un segmento representativo de la $EMGdi_{fse}$ en el que los puntos de color verde indican la detección de nt_{on} y nt_{off} , respectivamente, utilizando el criterio descrito.

A partir de la $EMGdi_{fse}$ podemos derivar los siguientes parámetros ventilatorios (Figura 5. 4 d):

- Período neural inspiratorio (nT_i): intervalo de tiempo entre nt_{on} y nt_{off} .
- Período neural respiratorio (nT_{tot}): intervalo de tiempo entre dos detecciones sucesivas de nt_{off} .
- Frecuencia neural respiratoria (nRR): $60/nT_{tot}$.
- Tiempo neural inspiratorio fraccional: nT_i/nT_{tot} .

La Figura 5. 5 muestra dos ciclos de representativos de la señal AF, la señal EMGdi y la $EMGdi_{fse}$ del protocolo RR, a 16 bpm (columna izquierda) y 40 bpm (columna derecha) y que corresponden al RR más bajo y más alto, respectivamente. En la Figura 5. 5 a, se observa que a 16 bpm el valor pico alcanzado en AF es menor en comparación a lo observado a 40 bpm (Figura 5. 5 b). A 16 bpm, la señal EMGdi (Figura 5. 5 c) presenta una actividad mucho más definida en comparación a lo que se observa a 40 bpm, donde además la fase espiratoria presenta interferencia electromiográfica no deseada. Esto puede ser debido a que es más fácil seguir la guía visual para el control de la respiración a bajas frecuencias que a altas frecuencias. Tanto a 16 bpm como a 40 bpm (Figura 5. 5 e y f) la $EMGdi_{fse}$ refleja las variaciones de amplitud de la señal EMGdi.

Los tiempos de inicio y final de la señal AF (líneas verticales rojas continuas y discontinuas, respectivamente) y de la $EMGdi_{fse}$ (líneas verticales verdes continuas y discontinuas, respectivamente) se muestran en cada una de las gráficas.

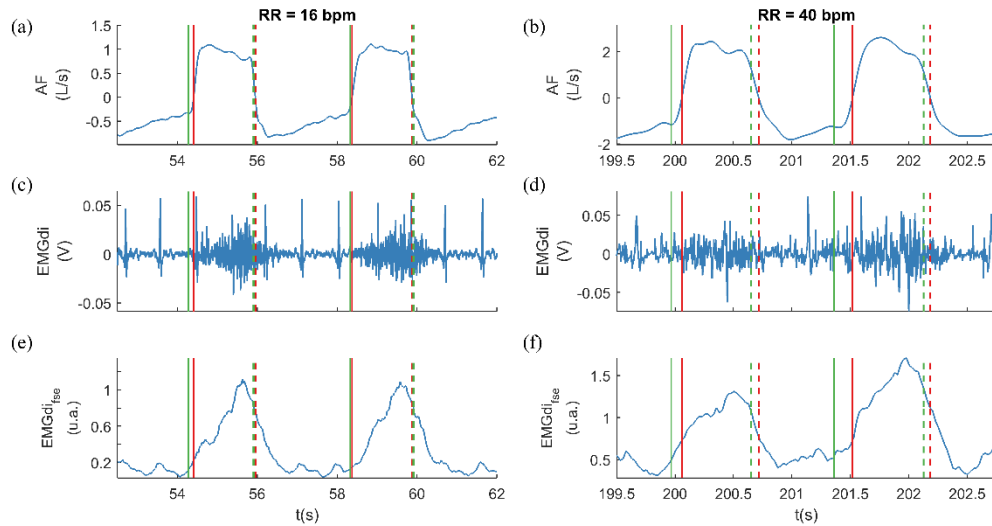


Figura 5. 5 Dos ciclos representativos del protocolo RR a 16 bpm (columna izquierda) y a 40 bpm (columna derecha) de las señal AF (a y b), la señal EMGdi (c y d) y de la EMGdi_{fse} (e y f), respectivamente. Las líneas continuas verticales rojas y verdes indican los tiempos de inicio t_{on} y nt_{on} , respectivamente. Las líneas discontinuas verticales rojas y verdes indican los tiempos de inicio t_{off} y nt_{off} , respectivamente.

La Figura 5. 6 muestra dos ciclos de representativos de la señal AF, la señal EMGdi y la EMGdi_{fse} del protocolo T_i/T_{tot} , a 0.54 (columna izquierda) y 0.18 (columna derecha), y que corresponden al T_i/T_{tot} más alto y más bajo, respectivamente. En la Figura 5. 6 a, se observa que a 0.54 el valor pico alcanzado en la señal AF es menor en comparación a lo observado a 0.18 (Figura 5. 5 b). A 0.54, la señal EMGdi (Figura 5. 6 c) presenta una actividad mucho más definida en comparación a lo que se observa a 0.18, donde la fase espiratoria presenta interferencia electromiográfica no deseada. Cabe señalar que en algunas ocasiones son registrados potenciales de acción de unidades motoras superpuestos a la actividad EMGdi (Hodges y Gandevia, 2000).

Tanto a 0.54 como a 0.18 (Figura 5. 6 e y f) la EMGdi_{fse} refleja las variaciones de amplitud de la señal EMGdi. Los tiempos de inicio y final de la señal AF (líneas verticales rojas continuas y discontinuas, respectivamente) y de la EMGdi_{fse} (líneas verticales verdes continuas y discontinuas, respectivamente) se muestran en cada una de las gráficas.

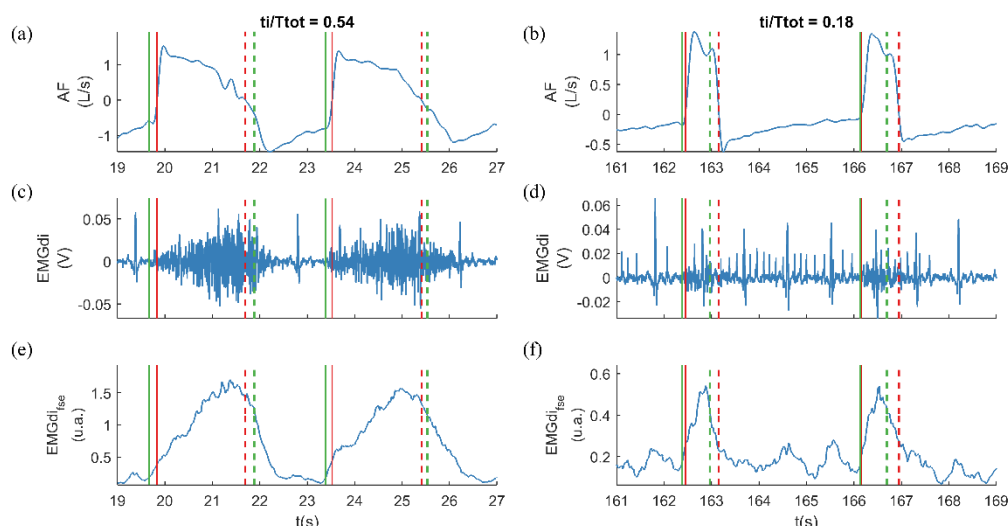


Figura 5. 6 Dos ciclos representativos del protocolo T_i/T_{tot} a 0.54 (columna izquierda) y a 0.18 (columna derecha) de las señal AF (a y b), la señal EMGdi (c y d) y de la EMGdi_{fse} (e y f), respectivamente. Las líneas continuas verticales rojas y verdes indican los tiempos de inicio t_{on} y nt_{on} , respectivamente. Las líneas discontinuas verticales rojas y verdes indican los tiempos de inicio t_{off} y nt_{off} , respectivamente.

5.3.3 Análisis de datos

Los parámetros t_{on} , t_{off} , RR, T_i , T_i/T_{tot} obtenidos a partir de los registros de AF se compararon con los parámetros nt_{on} , nt_{off} , nRR, nT_i , y nT_i/T_{tot} de EMGdi_{fse}. En primer lugar, se realizó una comparación global del conjunto de datos. Para ello, la concordancia entre los diferentes pares de variables fue evaluada mediante el análisis de Bland-Altman, en el que se indica el error sistemático (media de las diferencias) y los límites de acuerdo (media de las diferencias ± 2 desviación estándar de las diferencias), (Bland y Altman, 1986). Por otra parte, el grado de asociación lineal existente entre los pares de variables respiratorias se examinó utilizando el coeficiente de correlación de Pearson (r). La recta de regresión mediante el ajuste por el método de mínimos cuadrados, y la línea de identidad fueron representadas en cada una de las gráficas.

La comparación entre los grupos de mujeres y hombres sanos en la descripción de los datos antropométricos fue realizada utilizando la prueba no paramétrica, U de Mann-Whitney. Los valores picos de flujo registrados en las dos pruebas respiratorias entre los grupos de hombres y mujeres fue investigado también utilizando la prueba U de Mann-Whitney. El grado de relación lineal entre los valores picos de AF y de RR y entre los valores picos de AF y de T_i/T_{tot} fueron evaluados usando el coeficiente r . El nivel de significación estadística de p menor de 0.05 fue utilizado para todo los estudios.

5.4 Resultados

5.4.1 Sujetos sanos

En el desarrollo de este trabajo se evaluaron cinco hombres y cinco mujeres sanos. La Tabla 5. 2 muestra que el grupo de hombres tuvo una mayor masa corporal (84.40 ± 4.51 kg) que el grupo de las mujeres (55.00 ± 11.11 kg), siendo significativamente diferentes ($p < 0.005$). El grupo de hombres mostró ser en promedio más altos (1.77 ± 0.09 m) en relación al grupo de mujeres (1.63 ± 0.11 m) mostrando diferencias ($p < 0.05$). La edad tanto para el grupo de hombres como para el grupo de mujeres fue similar (32.60 ± 7.83 años y 28.00 ± 4.18 , años respectivamente), y no mostraron diferencias. El IMC mostró diferencias significativas entre hombres (26.87 ± 1.58) y mujeres (20.48 ± 1.79), $p < 0.01$.

Tabla 5. 2 Diferencias de los datos antropométricos entre el grupo de hombres y mujeres sanos

Sujeto	Hombres	Mujeres	p valor
Masa (kg)	84.40 ± 4.51	55.00 ± 11.11	0.0079
Altura (m)	1.77 ± 0.09	1.63 ± 0.11	0.0480
Edad (años)	32.60 ± 7.83	28.00 ± 4.18	0.3400
IMC (kg/m²)	26.87 ± 1.58	20.48 ± 1.79	0.0079

Datos mostrados como media \pm desviación estándar. IMC: índice de masa corporal. Nivel de significancia: $p < 0.05$.

5.4.2 Ajuste del nt_{off} detectado en señales EMGdi superficiales

En ventilación mecánica asistida, el nt_{off} es calculado cuando la señal EMGdi registrada con electrodos esofágicos disminuye al 70 % de su valor pico (Sinderby et al., 2013). La posición del nt_{off} es ajustada de manera tal que coincida con el inicio del flujo espiratorio (Sinderby et al., 2013). De manera similar, en este trabajo se ajustó la posición del nt_{off} respecto a la del t_{off} minimizando su distancia en los registros de los dos protocolos respiratorios. Para ello, se evaluó un conjunto de umbrales definidos como el punto donde la $EMGdi_{fse}$ cae a un porcentaje de su pico, desde un 55 % a un 100 %. La Figura 5. 7 muestra que cuando la $EMGdi_{fse}$ cae al 67.6 % y al 70 % del máximo de la $EMGdi_{fse}$ se minimiza la distancia del nt_{off} respecto al t_{off} para los protocolos RR y T_i/T_{tot} , respectivamente. De manera interesante, los porcentajes obtenidos con señales EMGdi superficiales son muy similares a los reportados en señales EMGdi invasivas (Sinderby et al., 2013). Por lo anterior, en este trabajo se ha definido la detección del nt_{off} como el tiempo donde la señal $EMGdi_{fse}$ cae a un 70 % de su valor pico.

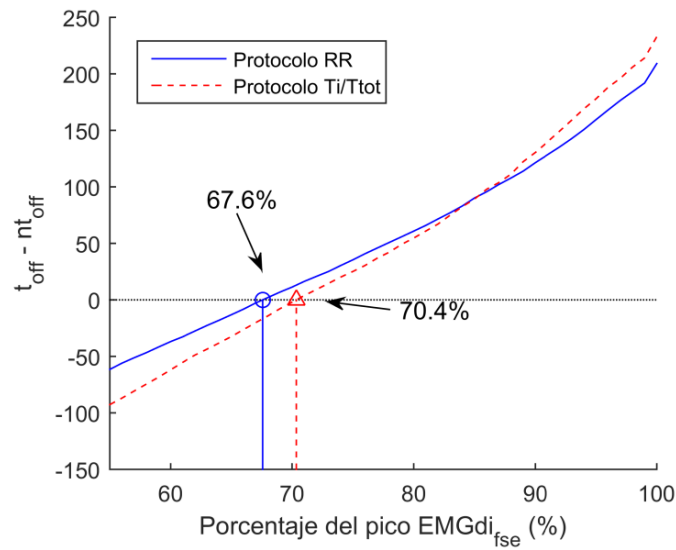


Figura 5. 7. Ajuste del nt_{off} respecto al t_{off} en los protocolos respiratorios RR y T_i/T_{tot} .

5.4.3 Inicio y fin durante el protocolo RR

La Figura 5. 8 muestra el gráfico de Bland-Altman para la comparación global entre t_{on} y nt_{on} . El gráfico de Bland-Altman revela que la tendencia global del error sistemático es de 46 ms, con sus correspondientes límites de acuerdo inferior y superior -266 ms y 359 ms, respectivamente. La mayor parte de las diferencias caen dentro de los límites de acuerdo y muestran una tendencia a incrementar a medida que aumenta la RR. La evaluación individual de todas las diferencias dentro de cada incremento de RR se representa en la Figura 5. 8 (c). El error sistemático local de cada RR estuvo en el rango de -94 a 151 ms, mientras que la desviación estándar varía de 111 a 178 ms. Un incremento en el error sistemático puede observarse con el aumento de RR.

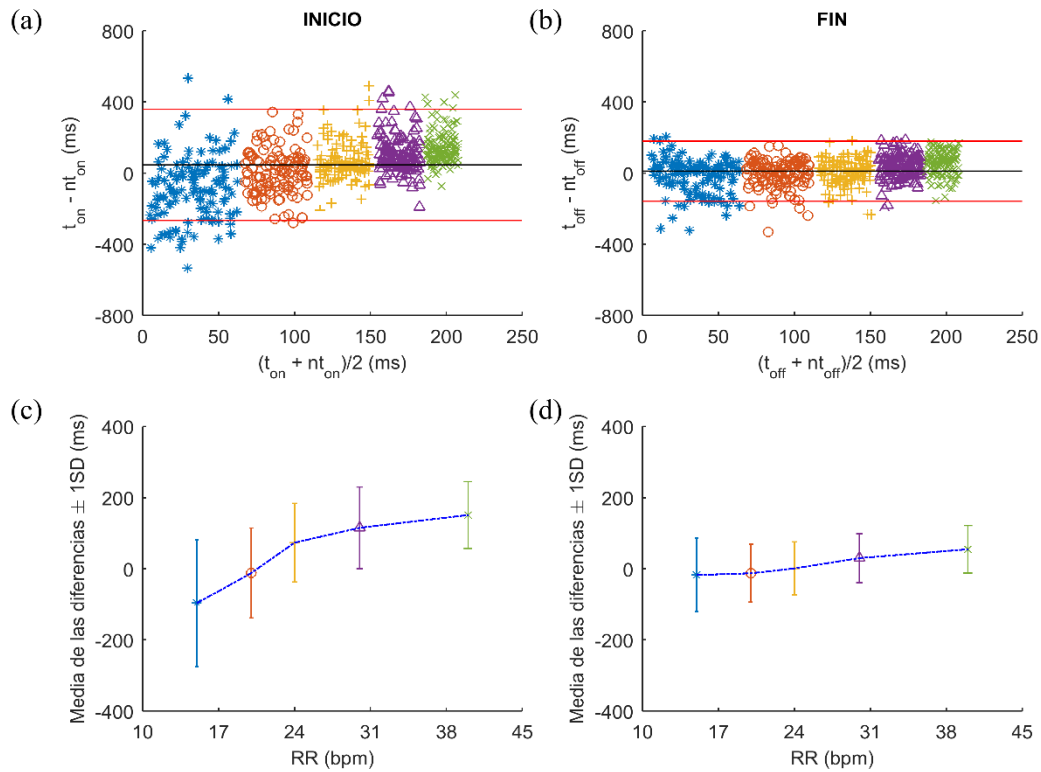


Figura 5. 8 Comparación de los tiempos de inicio y fin derivados a partir del protocolo RR. Gráficos del Bland-Altman que muestran (a) las diferencias entre las detecciones de t_{on} y nt_{on} , y (b) las diferencias entre las detecciones de t_{off} y nt_{off} para el protocolo RR. La línea horizontal de color negro representa la media de las diferencias. Las líneas horizontales de color rojo representan los límites de acuerdo inferior y superior (media de las diferencias ± 2 desviaciones estándar). La media de las diferencias y la desviación estándar entre (a) t_{on} y nt_{on} y (b) t_{off} y nt_{off} para cada valor de RR. Los símbolos (*), (O), (+), (Δ) y (\times) representan los diferentes valores de RR a 16, 20, 24, 30 y 40 bpm, respectivamente.

Al comparar el t_{off} y el nt_{off} , el gráfico de Bland-Altman indica un error sistemático positivo y constante de 11 ms a medida que aumenta la RR, con los correspondientes límites de acuerdo inferior y superior de -158 ms y 180 ms, respectivamente. La mayor parte de las diferencias caen dentro de los límites de acuerdo y se distribuyen casi simétricamente alrededor de la media de las diferencias, como se muestra en la Figura 5. 8 (b).

La evaluación individual de todas las diferencias en relación a cada incremento de la RR se puede ver en la Figura 5. 8 (d). El error sistemático local de cada RR varía entre 1 ms y 55 ms, mientras que la desviación estándar del error estuvo entre 67 ms y 103 ms.

5.4.4 Estimación de los parámetros RR, T_i y T_i/T_{tot} durante el protocolo RR

La Figura 5. 9 (a) muestra la comparación entre el RR y el nRR, indicando una correlación lineal muy fuerte ($r = 0.99$, $p < 0.05$) como se ilustra mediante el análisis de regresión por mínimos cuadrados y que también coincide con la línea de identidad. Como se

observa en la Figura 5. 9 (d), el análisis de Bland-Altman revela un error sistemático global de 0.01 bpm, con sus correspondientes límites de acuerdo inferior y superior de -2.39 bpm y 2.41 bpm, respectivamente. La mayor parte de las diferencias caen dentro de los límites de acuerdo y se distribuyen casi simétricamente alrededor de la media de las diferencias en todo el rango de los RR promedios. La Figura 5. 9 (g) muestra la evaluación individual de todas las diferencias dentro de cada RR. El error sistemático local de cada RR varía de -0.01 a 0.03 bpm, mientras que la desviación estándar estuvo entre 0.66 y 1.73 bpm. La desviación estándar incrementa con el aumento de la RR.

La Figura 5. 9 (b) muestra la comparación entre el T_i y el nT_i , indicando una correlación lineal fuerte ($r = 0.88$, $p < 0.05$) como se ilustra mediante el análisis de regresión por mínimos cuadrados, pero que se desvía de la línea de identidad. Como se muestra en la Figura 5. 9 (e) el análisis de Bland-Altman revela un error sistemático global de -35 ms, con sus correspondientes límites de acuerdo inferior y superior de -362 ms y 292 ms, respectivamente. La mayor parte de las diferencias caen dentro de los límites de acuerdo y una mayor desviación de las mediciones puede observarse a elevados valores de T_i . Además, en la Figura 5. 9 (b) y (e) se ilustra que nT_i parece estar más subestimado a valores bajos de RR. La Figura 5. 9 (h) muestra la evaluación individual de todas las diferencias correspondientes a cada valor de RR. El error sistemático local de cada RR varía de -96 a 80 ms, mientras que la desviación estándar estuvo entre 104 a 218 ms. Se puede observar que el error sistemático disminuye con el aumento de la RR.

La Figura 5. 9 (c) muestra la comparación de T_i/T_{tot} y T_i/T_{tot} , indicando una correlación lineal positiva pero débil ($r = 0.21$, $p < 0.05$) como se ilustra mediante el análisis de regresión por mínimos cuadrados. Los datos están situados alrededor de 0.40. Este patrón en los datos es debido al hecho de que el T_i/T_{tot} se mantuvo constante durante el protocolo del incremento de la RR. Como se muestra en la Figura 5. 9 (f) el análisis de Bland-Altman revela un error sistemático global de -0.02, con sus correspondientes límites de acuerdo inferior y superior -0.15 y 0.11, respectivamente. La mayor parte de las diferencias caen dentro de los límites de acuerdo, observándose una ligera tendencia negativa de los datos sobre todo el rango de los T_i/T_{tot} promedios. La Figura 5. 9 (i) muestra la evaluación individual de todas las diferencias dentro de cada RR. El error sistemático local de cada RR varía de -0.06 a 0.02, mientras que la desviación estándar estuvo entre 0.05 y 0.07.

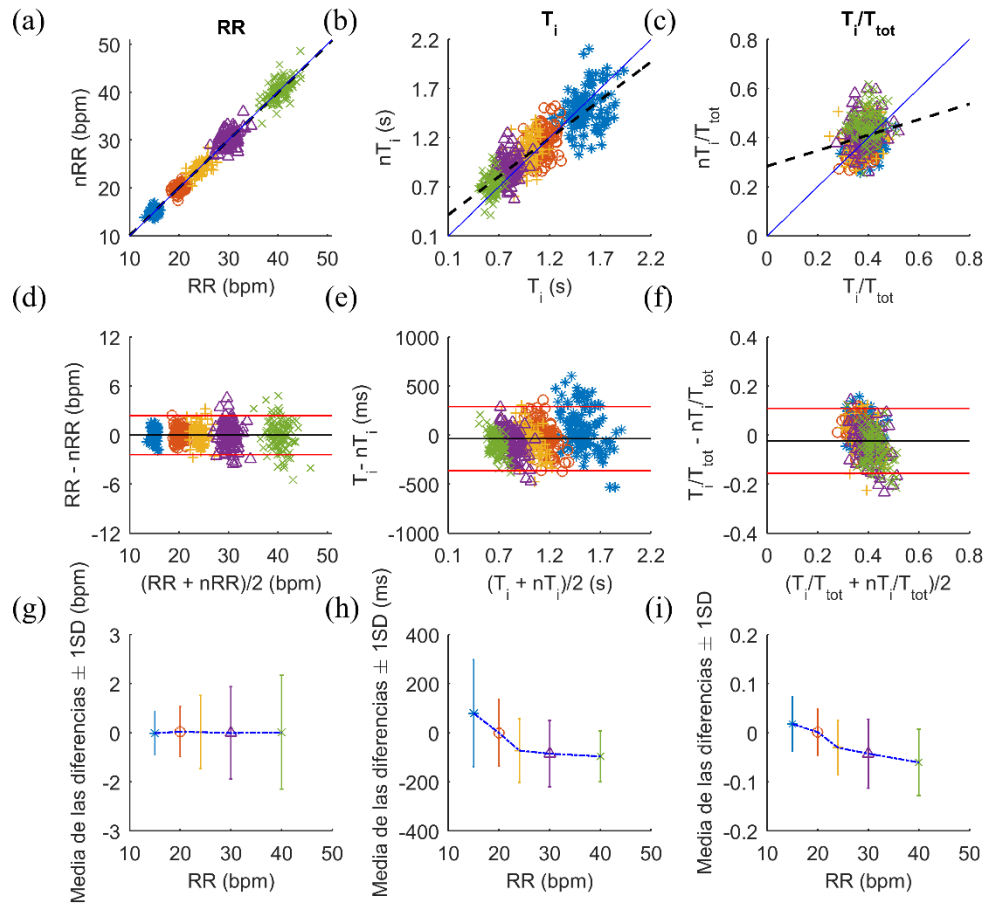


Figura 5. 9 Comparación de los parámetros respiratorios derivados a partir del protocolo RR. El análisis del gráfico de dispersión muestra la correlación entre (a) RR y nRR, (b) T_i y nT_i y de (c) T_i/T_{tot} y nT_i/nT_{tot} . La recta de regresión por el método de mínimos cuadrados y la línea de identidad están representados por una línea discontinua de color negro y una línea continua de color azul, respectivamente. Los gráficos Bland-Altman muestran las diferencias entre (d) RR y nRR, (e) T_i y nT_i , y (f) de T_i/T_{tot} y nT_i/nT_{tot} . La línea horizontal de color negro representa la media de las diferencias. Las líneas horizontales de color rojo representan los límites de acuerdo inferior y superior (media de las diferencias ± 2 desviaciones estándar). La media de las diferencias y la desviación estándar entre (g) RR y nRR, (h) T_i y nT_i y (i) T_i/T_{tot} y nT_i/nT_{tot} en cada valor de RR. Los símbolos (*), (O), (+), (Δ) y (\times) representan los diferentes valores de RR a 16, 20, 24, 30 y 40 bpm, respectivamente.

La Figura 5. 10 muestra el seguimiento de los parámetros ventilatorios (a) RR y (b) T_i derivados a partir de la señal AF y la $EMGdi_{fse}$ durante el protocolo RR. Se aprecia que AF y $EMGdi_{fse}$ permiten estimar la RR en cada ciclo respiratorio a lo largo del protocolo. De igual forma, AF y $EMGdi_{fse}$ permiten estimar el T_i .

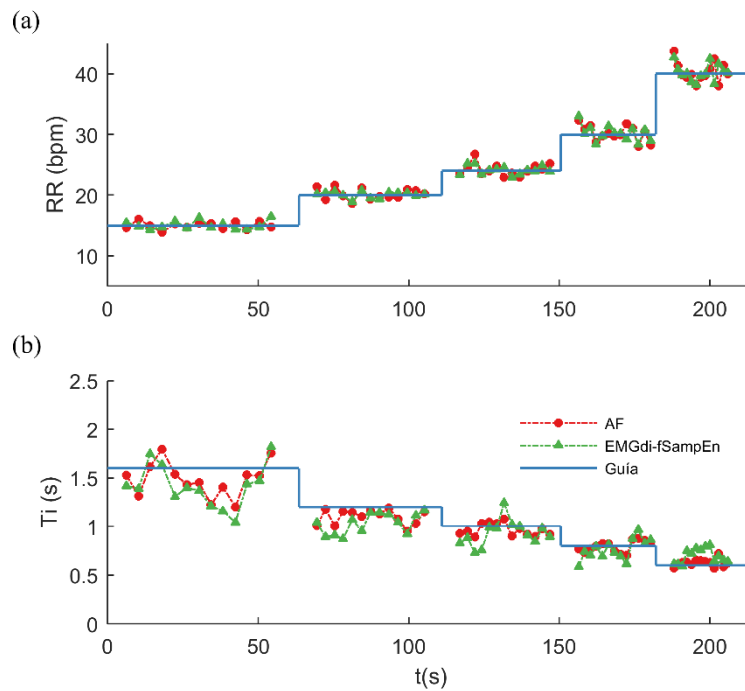


Figura 5. 10 Seguimiento de los parámetros ventilatorios (a) RR y (b) T_i durante el protocolo de incremento de la RR.

La Tabla 5. 3 muestra el promedio de los valores picos estimados en la señal AF en cada incremento de la RR. El valor de AF pico promedio en el grupo de hombres incrementó moderadamente con el aumento de RR y de manera significativa entre, 1.74 ± 0.72 L/s y 3.01 ± 1.10 L/s ($r = 0.46$, $p = 0.019$). En forma similar, se observó que en el grupo de mujeres el valor de AF pico promedio incrementó débilmente sin mostrar diferencias significativas, entre 1.46 ± 0.54 L/s y 2.04 ± 0.87 L/s ($r = 0.26$, $p = 0.21$). El incremento del valor de AF pico promedio al evaluar todos los sujetos fue débil pero significativo y estuvo entre 1.60 ± 0.61 y 2.52 ± 1.07 ($r = 0.36$, $p = 0.01$). Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas entre el grupo de hombres y mujeres al ser comparados en cada valor de RR.

Tabla 5. 3 Valores pico del flujo registrados durante el protocolo RR

Sujeto	sexo	16 bpm	20 bpm	24 bpm	30 bpm	40 bpm
S1	H	1.88	2.48	2.60	3.02	3.19
S2	H	1.84	2.01	2.17	2.72	3.05
S3	H	1.21	1.45	1.67	2.04	2.70
S4	H	0.95	0.94	1.15	1.32	1.51
S5	H	2.81	3.14	3.73	4.09	4.59
S6	M	2.01	2.37	2.65	2.83	2.98
S7	M	0.84	0.94	1.06	1.28	1.40
S8	M	0.99	1.03	1.06	1.20	1.33
S9	M	1.60	1.81	1.56	1.50	1.48
S10	M	1.86	2.43	2.73	3.01	3.01
media \pm SD	H	1.74 \pm 0.72	2.01 \pm 0.86	2.26 \pm 0.98	2.64 \pm 1.04	3.01 \pm 1.10
media \pm SD	M	1.46 \pm 0.54	1.72 \pm 0.71	1.81 \pm 0.83	1.96 \pm 0.88	2.04 \pm 0.87
media \pm SD	H/M	1.60 \pm 0.61	1.86 \pm 0.76	2.04 \pm 0.89	2.30 \pm 0.98	2.52 \pm 1.07

M: masculino, F: femenino, SD: desviación estándar.

5.4.5 Inicio y fin durante el protocolo T_i/T_{tot}

La Figura 5. 11 muestra el gráfico de Bland-Altman para la comparación global entre t_{on} y nt_{on} . El gráfico de Bland-Altman revela que la tendencia global del error sistemático es de 22 ms, con sus correspondientes límites de acuerdo inferior y superior de -330 ms y 375 ms, respectivamente. La mayor parte de las diferencias caen dentro de los límites de acuerdo y se distribuyen casi simétricamente alrededor de la media de las diferencias. La evaluación individual de todas las diferencias dentro de cada disminución del T_i/T_{tot} se representa en la Figura 5. 11 (c). El error sistemático local de cada T_i/T_{tot} estuvo en el rango de -14 a 102 ms, mientras que la desviación estándar varía de 139 a 193 ms.

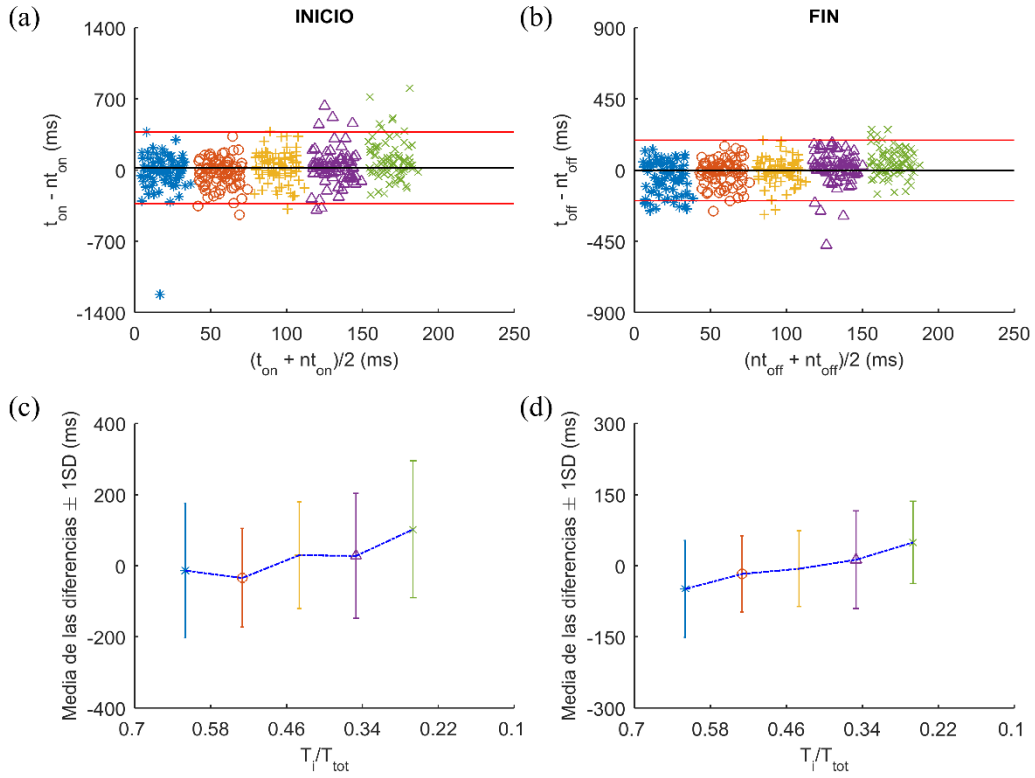


Figura 5. 11 Comparación de los tiempos de inicio y fin derivados a partir del protocolo T_i/T_{tot} . Gráficos del Bland-Altman que muestran (a) las diferencias entre las detecciones de t_{on} y nt_{on} , y (b) las diferencias entre las detecciones de t_{off} y nt_{off} para el protocolo T_i/T_{tot} . La línea horizontal de color negro representa la media de las diferencias. Las líneas horizontales de color rojo representan los límites de acuerdo inferior y superior (media de las diferencias ± 2 desviaciones estándar). La media de las diferencias y la desviación estándar entre (a) t_{on} y nt_{on} y (b) t_{off} y nt_{off} para cada valor de T_i/T_{tot} . Los símbolos (*), (O), (+), (Δ) y (\times) representan los diferentes valores de T_i/T_{tot} a 0.54, 0.45, 0.36, 0.27 y 0.18, respectivamente.

Al comparar el t_{off} y el nt_{off} , el gráfico de Bland-Altman indica un error sistemático y constante de -2 ms a medida que disminuye el T_i/T_{tot} , con los correspondientes límites de acuerdo inferior y superior de -195 ms y 191 ms, respectivamente. La mayor parte de las diferencias caen dentro de los límites de acuerdo y se distribuyen casi simétricamente alrededor de la media de las diferencias, como se muestra en la Figura 5. 11 (b). La evaluación individual de todas las diferencias en relación a cada disminución del T_i/T_{tot} se puede ver la Figura 5. 11 (d). El error sistemático local de cada T_i/T_{tot} varía entre -49 ms y 49 ms, mientras que la desviación estándar del error estuvo entre 80 ms a 103 ms.

5.4.6 Estimación de los parámetros RR, T_i y T_i/T_{tot} durante el protocolo T_i/T_{tot}

La Figura 5. 12 (a) muestra la comparación del RR y el nRR, indicando una correlación lineal positiva pero moderada ($r = 0.30$, $p < 0.05$) como se ilustra mediante el análisis de

regresión por mínimos cuadrados. Los datos están situados alrededor de 16 bpm. Este patrón en los datos es debido al hecho de que la RR se mantuvo constante a 16 bpm durante el protocolo de disminución del T_i/T_{tot} . Como se muestra en la Figura 5. 12 (d) el análisis de Bland-Altman revela un error sistemático global del -0.05 bpm, con sus correspondientes límites de acuerdo inferior y superior de -1.44 bpm y 1.35 bpm, respectivamente. La mayor parte de las diferencias caen dentro de los límites de acuerdo.

La Figura 5. 12 (g) muestra la evaluación individual de todas las diferencias dentro de cada T_i/T_{tot} . El error sistemático local de cada T_i/T_{tot} varía de -0.02 a -0.08 bpm, mientras que la desviación estándar estuvo entre 0.54 bpm y 0.93 bpm. La Figura 5. 12 (b) muestra la comparación del T_i y el nT_i , indicando una correlación lineal fuerte ($r = 0.86$, $p < 0.05$) como se ilustra mediante el análisis de regresión por mínimos cuadrados. Como se muestra en la Figura 5. 12 (e), el análisis de Bland-Altman revela un error sistemático de -24 ms, con sus correspondientes límites de acuerdo inferior y superior de -412 ms y 363 ms, respectivamente. La mayor parte de las diferencias se encontraron dentro de los límites de acuerdo y se distribuyen casi simétricamente alrededor de la media de las diferencias en el rango completo de los T_i/T_{tot} promedios. La Figura 5. 12 (h) muestra la evaluación individual correspondientes a cada valor de T_i/T_{tot} . El error sistemático local de cada T_i/T_{tot} varía de -53 a 17 ms, mientras que la desviación estándar estuvo entre 162 a 236 ms.

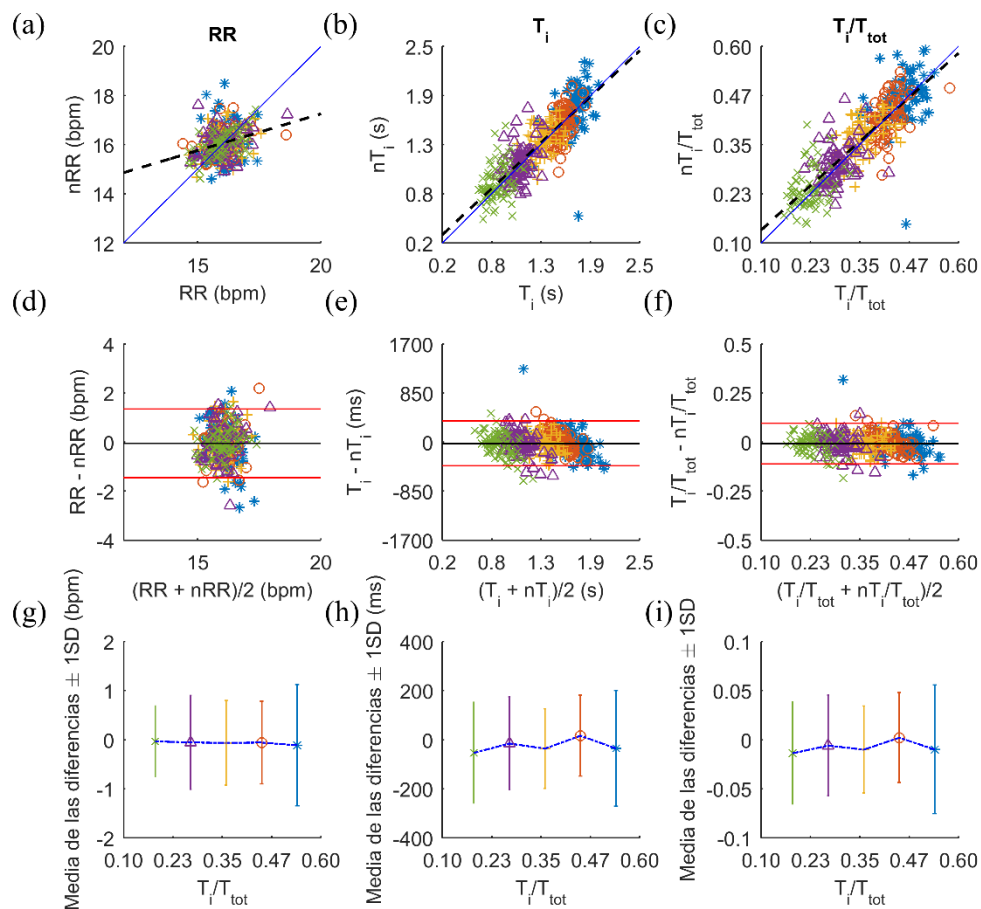


Figura 5. 12 Comparación de los parámetros respiratorios derivados a partir del protocolo T_i/T_{tot} . El análisis del gráfico de dispersión muestra la correlación entre (a) RR y nRR, (b) T_i y nT_i y de (c) T_i/T_{tot} y nT_i/nT_{tot} . La recta de regresión por el método de mínimos cuadrados y la línea de identidad están representados por una línea discontinua de color negro y una línea continua de color azul, respectivamente. Los gráficos Bland-Altman muestran las diferencias entre (d) RR y nRR, (e) T_i y nT_i , y (f) de T_i/T_{tot} y nT_i/T_{tot} . La línea horizontal de color negro representa la media de las diferencias. Las líneas horizontales de color rojo representan los límites de acuerdo inferior y superior (media de las diferencias ± 2 desviaciones estándar). La media de las diferencias y la desviación estándar entre (g) RR y nRR, (h) T_i y nT_i y (i) T_i/T_{tot} y nT_i/T_{tot} en cada valor de T_i/T_{tot} . Los símbolos (*), (O), (+), (Δ) y (x) representan los diferentes valores de T_i/T_{tot} a 0.54, 0.45, 0.36, 0.27 y 0.18, respectivamente.

La Figura 5. 12 (c) muestra la comparación del T_i/T_{tot} y el nT_i/T_{tot} indicando una correlación lineal fuerte ($r = 0.86$, $p < 0.05$) como se ilustra mediante el análisis de regresión por mínimos cuadrados. Como se muestra en la Figura 5. 12 (f), el análisis de Bland-Altman revela un error sistemático global de -0.01, con sus correspondientes límites de acuerdo inferior y superior de -0.11 y 0.10, respectivamente. La mayor parte de las diferencias se encontraron dentro de los límites de acuerdo y se distribuyen casi simétricamente alrededor de la media de las diferencias en todo el rango de T_i/T_{tot} . La Figura 5. 12 (i) muestra la evaluación individual de

todas las diferencias dentro de cada T_i/T_{tot} . El error sistemático local en cada T_i/T_{tot} varía de -0.01 a 0.002, mientras que la desviación estándar estuvo entre 0.04 a 0.07.

La Figura 5. 13 muestra el seguimiento de los parámetros ventilatorios (a) T_i/T_{tot} y (b) T_i derivados a partir de la señal AF y la EMGdi_{fse} durante el protocolo T_i/T_{tot} . Se aprecia que AF y EMGdi_{fse} permiten estimar el T_i/T_{tot} en cada ciclo respiratorio a lo largo del protocolo. De igual forma, AF y EMGdi_{fse} permiten estimar el T_i .

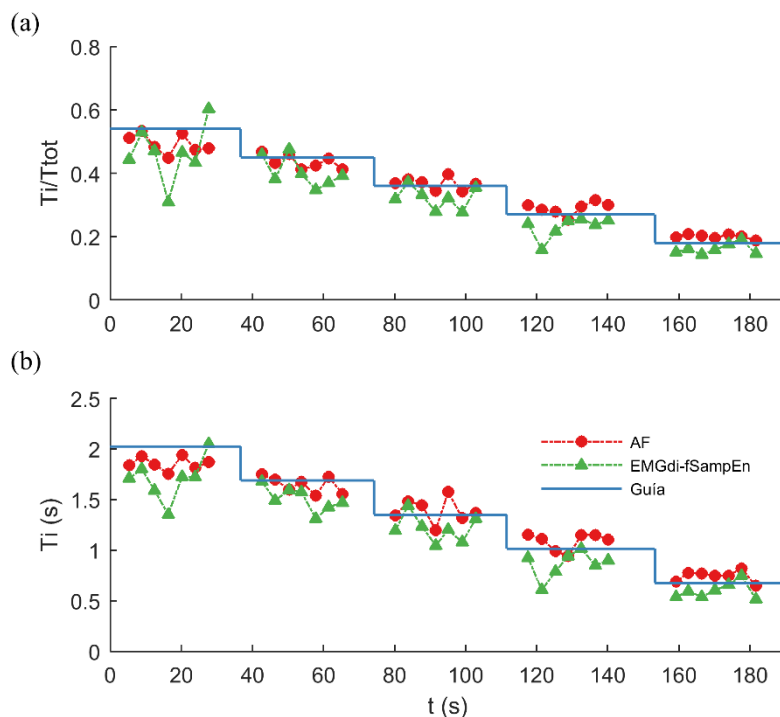


Figura 5. 13 Seguimiento de los parámetros ventilatorios (a) RR y (b) T_i durante el protocolo de incremento de la RR.

La Tabla 5. 4 muestra el promedio de los valores picos estimados en la señal AF en cada disminución del T_i/T_{tot} . El valor de AF pico promedio en el grupo de hombres incrementó moderadamente y de manera significativa con la disminución del T_i/T_{tot} , entre 1.49 ± 0.33 L/s y 2.72 ± 1.38 L/s ($r = 0.49$, $p = 0.01$). Asimismo, el grupo de mujeres mostró valores de AF pico promedio que incrementó fuertemente y de manera significativa con la disminución del T_i/T_{tot} , entre 1.22 ± 0.34 L/s y 2.23 ± 0.47 L/s ($r = 0.60$, $p = 0.002$). El incremento del valor de AF pico promedio de todos los sujetos fue moderado y de manera significativa, entre 1.36 ± 0.34 y 2.48 ± 1.01 ($r = 0.51$, $p = 0.0002$). No se encontraron diferencias significativas entre el valor AF pico entre el grupo de hombres y mujeres al ser comparados en cada valor de T_i/T_{tot} .

Tabla 5. 4 Valores pico del flujo registrados durante el protocolo T_i/T_{tot}

Sujeto	sexo	0.54	0.45	0.36	0.27	0.18
S1	H	1.41	1.49	1.86	2.43	3.26
S2	H	1.90	2.05	2.17	2.50	3.39
S3	H	1.40	1.14	1.00	1.10	1.28
S4	H	1.04	1.11	1.36	1.29	1.28
S5	H	1.71	1.90	2.60	3.51	4.38
S6	M	0.86	1.02	1.26	1.59	2.37
S7	M	1.11	0.97	0.92	1.27	1.87
S8	M	0.98	0.95	0.99	1.29	2.03
S9	M	1.59	1.57	1.75	1.66	1.89
S10	M	1.57	1.95	2.25	2.71	3.00
media \pm SD	H	1.49 \pm 0.33	1.54 \pm 0.43	1.80 \pm 0.63	2.17 \pm 0.99	2.72 \pm 1.38
media \pm SD	M	1.22 \pm 0.34	1.29 \pm 0.45	1.43 \pm 0.56	1.70 \pm 0.59	2.23 \pm 0.47
media \pm SD	H/M	1.36 \pm 0.34	1.41 \pm 0.44	1.62 \pm 0.60	1.94 \pm 0.80	2.48 \pm 1.01

M: masculino, F: femenino, SD: desviación estándar.

5.5 Discusión

En este estudio, se ha presentado un nuevo método para la estimación del período (nt_{on} y nt_{off}) en señales EMGdi de superficie. Determinar el nt_{on} y el nt_{off} puede ser un desafío debido a que los registros no invasivos de la actividad eléctrica del diafragma presentan una baja relación señal a ruido, lo cual reduce la calidad de las señales en comparación a los registros invasivos (Luo et al., 2008). Se ha reportado que debido a factores asociados a la variabilidad de la línea de base en las señales EMG como la presencia de artefactos de movimiento, la influencia de actividad electromiográfica no deseada, la interferencia del ECG y la tasa de aumento de la amplitud pueden afectar severamente la detección del tiempo de inicio en las señales electromiográficas registradas sobre el tronco de manera no invasiva (Allison, 2003) y al requerirse de soporte ventilatorio (Tassaux et al., 2005). En este trabajo, para aliviar los problemas causados por la interferencia ECG, hemos adoptamos el uso de la fSampEn como técnica para evaluar los registros EMGdi. La importancia de este algoritmo radica su baja sensibilidad a la actividad cardíaca, descartando la necesidad de que las señales EMGdi sean filtradas mientras cuantifica las variaciones de amplitud de las componentes complejas de la señal EMGdi (Estrada et al., 2016).

La amplitud de la señal EMGdi es procesada generalmente por métodos convencionales, tales como el valor rectificado medio (ARV). Sin embargo, el ARV es altamente sensible en presencia de la interferencia ECG, lo cual afecta el análisis apropiado de

la señal EMGdi. Diversas estrategias basadas en técnicas de filtrado convencional, filtrado adaptativo o el uso de plantillas para la sustracción del ECG han sido puestas en práctica con la intención de reducir considerablemente el efecto de la contaminación ECG, pero éstas presentan limitaciones importantes. Debido a la superposición del contenido en frecuencia de las señales EMGdi y ECG, el uso de técnicas de filtrado para suprimir la contaminación cardíaca puede distorsionar el contenido EMGdi, atenuando su amplitud y alterando la tasa de aumento de su amplitud (Allison, 2003; Zhang et al., 2016). Si bien es cierto que las técnicas basadas en el uso del filtrado adaptativo y el uso de plantillas contribuye a reducir el ruido ECG, éstas necesariamente deben incluir un canal de adquisición adicional que aumenta la instrumentación médica necesaria, además de que se requiere tener un conocimiento a priori de la naturaleza de la señal ECG. Aun cuando estos resultados deben tomarse con cautela, dado que en señales EMGdi de superficie la actividad eléctrica se registra lejos del sitio de origen y podría estar influenciada por la actividad de los músculos intercostales, este estudio revela que el tiempo de inicio evaluado sobre la EMGdi_{fse} precedió al tiempo de inicio de la señal AF a valores altos de RR, mientras que lo contrario ocurrió a valores bajos de RR (Figura 5. 8 c). Esto también se observó para el protocolo T_i/T_{tot} , donde el nt_{on} precede a t_{on} a valores bajos de T_i/T_{tot} , mientras que lo contrario ocurre en los valores más altos de T_i/T_{tot} (Figura 5. 11 c). Una posible hipótesis que explica este patrón es que, por un parte, al ser alta la RR o bajo el T_i/T_{tot} , se requiere una inspiración forzada (aumento del pico en la señal AF), lo cual probablemente implique cambios rápidos en la amplitud de la señal EMGdi y en consecuencia la reducción de los problemas al detectar el nt_{on} . Por el contrario, a valores bajos de RR o valores altos de T_i/T_{tot} la inspiración puede ser más débil (disminuyendo el pico AF) y por lo tanto una menor tasa de aumento de la amplitud EMGdi puede dificultar la detección adecuada del inicio de la actividad EMGdi. La tendencia anteriormente descrita fue observada en el grupo de hombres y mujeres en ambos protocolos respiratorios (Tabla 5. 3 y Tabla 5. 4). El pico en la señal AF incrementó de manera moderada y significativa en los hombres y de manera débil pero no significativa en las mujeres con el aumento del RR. Al disminuir el T_i/T_{tot} el pico en la señal AF incrementó de manera moderada y significativa en los hombres y de manera fuerte y significativa en las mujeres. A pesar de que existen diferencias significativas entre hombres y mujeres (Tabla 5. 2), no se reportan diferencias significativas al compararse el pico de la señal AF.

En el presente estudio, la determinación del nt_{off} fue considerada como el tiempo cuando el EMGdi_{fse} decrece al 70 % de su valor pico, el cual está relacionado con el inicio de la finalización de la actividad neural inspiratoria (Sinderby et al., 2013). En ambos protocolos, la comparación entre los fines del período inspiratorio mostró que los resultados se distribuyeron casi simétricamente con respecto a su error sistemático en comparación a los tiempos de inicio, en un rango que va desde los -49 hasta los 55 ms, como se muestra en la Figura 5. 9 (b y d) y la Figura 5. 12 (b y d). Esta distribución simétrica demuestra que evaluar la EMGdi_{fse} cuando

disminuye al 70 % de su valor pico proporciona un método sencillo y robusto para determinar el nt_{off} en las señales EMGdi.

Hemos sido capaces de derivar los parámetros nRR , nT_i , y nT_i/T_{tot} a partir del nt_{on} y el nt_{off} , y compararlos con los parámetros ventilatorios RR , T_i y T_i/T_{tot} de las señales de AF. En el caso del protocolo RR , la comparación entre los pares RR y nRR se encontraron dentro de un rango aceptable con un error sistemático y una desviación estándar de -0.01 bpm y 2.41 bpm, respectivamente, como se muestra en la Figura 5. 9 a, d y g. Además, para el protocolo de T_i/T_{tot} , el nRR estuvo alrededor de 16 bpm con un error sistemático y una desviación estándar de -0.05 bpm y 1.45 bpm, respectivamente, como se muestra en la Figura 5. 12 a, d y g. Una vez más, estos resultados sugieren que el pico de $EMGdi_{fse}$ podría ser utilizado como un estimador confiable de la RR . Las variaciones en los resultados se pueden atribuir a la estimación del nt_{on} y el nt_{off} . Como era de esperar, nT_i/T_{tot} mostró una tendencia similar a la de nTI en ambos protocolos respiratorios.

Aunque en este trabajo sólo hemos evaluado señales procedentes de sujetos sanos y durante los protocolos respiratorios en que los sujetos controlaron voluntariamente ya sea la frecuencia respiratoria (con un ciclo de trabajo fijo) o el ciclo de trabajo inspiratorio (con una frecuencia respiratoria fija), en base a los mostrado en (Estrada et al., 2016) realizado sobre señales EMGdi sintéticas el método propuesto podría extenderse a la evaluación de registros EMGdi más invasivos en pacientes con respiración espontánea y con una relación señal (EMGdi) a ruido (ECG) mucho menor. En ese estudio, la $fSampEn$ demostró ser superior a los parámetros clásicos de ARV y RMS especialmente en cuando la relación señal a ruido fue muy baja. Además, estos resultados coinciden con los presentados en un estudio reciente en el que el desempeño del parámetro RMS disminuyó dramáticamente cuando la relación señal a ruido es relativamente baja (-10 dB) en comparación con el uso del $fSampEn$ (Zhang et al., 2016). Además, el haber implementado el KDE ha proporcionado una herramienta robusta para establecer valores umbrales en función de las características estadísticas globales de la señal $EMGdi_{fse}$ en cada respiración y que no necesitan asumir alguna forma de distribución subyacente de los datos. En este estudio, para obtener el inicio neural de la actividad inspiratoria, se ha propuesto el método de umbral basado en el KDE. Este método fue evaluado usando una estrategia de análisis post hoc, ya que para determinar el umbral utilizado para detectar un tiempo de inicio en particular, es necesario utilizar el método KDE para calcular la función de densidad de probabilidad de la $EMGdi_{fse}$ sobre una ventana entre los valores anteriores y posteriores de la $EMGdi_{fse}$ cuando ésta se reduce al 70 % de su valor pico, respectivamente. Sin embargo, este procedimiento se podría adaptar fácilmente a una aplicación en tiempo real considerando los valores de umbral obtenidos en un cierto número de ciclos respiratorios anteriores. Por otra parte, el coste computacional del algoritmo $fSampEn$ es

considerablemente mayor en comparación con los estimadores de amplitud más convencionales como valor rectificado medio (ARV) y el valor cuadrático medio (RMS): el tiempo de ejecución de los parámetros fSampEn, ARV, y RMS calculado para una ventana de 0.250 s (250 muestras) tomó en calcularse aproximadamente 6 ms, 0.02 ms y 0.02 ms, respectivamente, usando un programa en MATLAB (v. R2011b, Natick, MA, EE.UU.) en un procesador de 2.20 GHz (Intel (R) Core (TM) 4702MQ i7 CPU) y 12 GB de RAM. A pesar de que el tiempo de ejecución de la fSampEn es mayor al del ARV y el RMS, la fSampEn posee la ventaja de no tener un costo computacional adicional al tener que filtrar o modificar la señal EMGdi original para suprimir la contaminación ECG. Además, para desarrollar aplicaciones en tiempo real, una reducción substancial del tiempo de ejecución de la fSampEn se podría obtener al implementar un algoritmo rápido de la SampEn como el propuesto en (Pan et al., 2011), en el que se mejora el tiempo de ejecución del algoritmo de la SampEn entre 3.5 a 10 veces para señales biomédicas con un número de muestras entre 300 y 2000 muestras, respectivamente.

5.6 Conclusiones

En este trabajo, hemos propuesto un método para la determinar el nt_{on} y el nt_{off} basado en los registros no invasivos de la actividad eléctrica del diafragma sin requerir de una etapa de filtrado de la interferencia cardíaca. A partir de estas mediciones, los parámetros ventilatorios nRR , nT_i , y nT_i/T_{tot} , de gran interés en la práctica clínica pudieron derivarse. El seguimiento de estos parámetros junto con otras medidas fisiológicas puede contribuir al estudio de las enfermedades respiratorias.

Claramente, la ventaja de utilizar la señal EMGdi de superficie es el poder monitorear no sólo los parámetros ventilatorios, sino también el NRD y, además, seguir el progreso del estado del paciente (Murphy et al., 2011). Esto refuerza la idea de que el uso de mediciones no invasivas es un campo muy prometedor, así como el uso de instrumentación biomédica menos compleja y más barata que las técnicas convencionales con el objetivo de poder extraer múltiples parámetros fisiológicos a partir de un número reducido de señales (Kraaijenga et al., 2015).

5.7 Referencias

- Aldrich, T.K., Sinderby, C.A., McKenzie, D.K., Estenne, M., Gandevia, S.C., 2002. Electrophysiologic techniques for the assessment of respiratory muscle function. ATS/ERS statement on respiratory muscle testing. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 166, 518-624.
- Allison, G.T., 2003. Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, 209-216.
- Beck, J., Reilly, M., Grasselli, G., Qui, H., Slutsky, A.S., Dunn, M.S., Sinderby, C.A., 2011. Characterization of neural breathing pattern in spontaneously breathing preterm infants. *Pediatric Research* 70, 607-613.
- Benchetrit, G., 2000. Breathing pattern in humans: Diversity and individuality. *Respiration Physiology* 122, 123-129.
- Bendixen, H.H., Smith, G.M., Mead, J., 1964. Pattern of ventilation in young adults. *Journal of Applied Physiology* 19, 195-198.
- Bland, J.M., Altman, D.G., 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1, 307-310.
- Deng, Y., Wolf, W., Schnell, R., Appel, U., 2000. New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference : An application of the method in diaphragmatic EMG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47, 1177-1184.
- Duiverman, M.L., van Eykern, L. a, Vennik, P.W., Koëter, G.H., Maarsingh, E.J.W., Wijkstra, P.J., 2004. Reproducibility and responsiveness of a noninvasive EMG technique of the respiratory muscles in COPD patients and in healthy subjects. *Journal of Applied Physiology* 96, 1723-1729.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2015. EMG-Derived Respiration Signal using the Fixed Sample Entropy during an Inspiratory Load Protocol, en: *Proc 37th Annu Int Conf IEEE EMBS. Milano, Italy*, pp. 1703-1706.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2016. Improvement in Neural Respiratory Drive Estimation from Diaphragm Electromyographic Signals using Fixed Sample Entropy. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 20, 476-485.
- Eui-Sik, S., Mandal, S., Harding, R., Ramsay, M., Kamalanathan, M., Henderson, K., O’Kane, K., Douiri, A., Hopkinson, N.S., Polkey, M.I., Rafferty, G., Murphy, P.B., Moxham, J., Hart, N., 2015. Neural respiratory drive predicts clinical deterioration and safe discharge in exacerbations of COPD. *Thorax* 70, 1-8.
- Ferrandis, R., Belda, F.J., Garcia-Raimundo, M., Soro, M., Martí, F., Montoya, F.J., Cortés, V., Bahamonde, J.A., 2012. Airway pressure curve: A good tool to measure neural inspiratory time? *Minerva Anestesiologica* 78, 54-62.
- Gross, D., Grassino, A., Ross, W.R.D., Macklem, P.T., 1979. Electromyogram pattern of diaphragmatic fatigue. *Journal of Applied Physiology* 46, 1-7.
- Hodges, P.W., Gandevia, S.C., 2000. Pitfalls of intramuscular electromyographic recordings from the human costal diaphragm. *Clinical Neurophysiology* 111, 1420-1424.
- Jolley, C.J., Luo, Y.M., Steier, J., Reilly, C., Seymour, J., Lunt, A., Ward, K., Rafferty, G.F., Polkey, M.I., Moxham, J., 2009. Neural respiratory drive in healthy subjects and in COPD. *European Respiratory Journal* 33, 289-297.
- Kamavuako, E.N., Farina, D., Yoshida, K., Jensen, W., 2012. Estimation of grasping force from features of intramuscular EMG signals with mirrored bilateral training. *Annals of Biomedical Engineering*

40, 648-656.

- Kraaijenga, J. V., Hutten, G.J., de Jongh, F.H., van Kaam, A.H., 2015. Transcutaneous electromyography of the diaphragm: A cardio-respiratory monitor for preterm infants. *Pediatric Pulmonology* 50, 889-895.
- Liu, J., Liu, Q., 2016. Use of the integrated profile for voluntary muscle activity detection using EMG signals with spurious background spikes: A study with incomplete spinal cord injury. *Biomedical Signal Processing and Control* 24, 19-24.
- Luo, Y.M., Moxham, J., Polkey, M.I., 2008. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clinical Science* 115, 233-244.
- Murphy, P.B., Kumar, A., Reilly, C., Jolley, C., Walterspacher, S., Fedele, F., Hopkinson, N.S., Man, W.D.-C., Polkey, M.I., Moxham, J., Hart, N., 2011. Neural respiratory drive as a physiological biomarker to monitor change during acute exacerbations of COPD. *Thorax* 66, 602-608.
- Pan, Y.H., Wang, Y.H., Liang, S.F., Lee, K.T., 2011. Fast computation of sample entropy and approximate entropy in biomedicine. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 104, 382-396.
- Parthasarathy, S., Jubran, A., Tobin, M.J., 2000. Assessment of neural inspiratory time in ventilator-supported patients. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 162, 546-552.
- Richman, J.S., Moorman, J.R., 2000. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology* 278, H2039-H2049.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Gea, J., Martinez-Llorens, J.M., Jané, R., 2015. Efficiency of mechanical activation of inspiratory muscles in COPD using sample entropy. *European Respiratory Journal* 46, 1808-1811.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Jané, R., 2014. Evidence towards Improved Estimation of Respiratory Muscle Effort from Diaphragm Mechanomyographic Signals with Cardiac Vibration Interference Using Sample Entropy with Fixed Tolerance Values. *PloS ONE* 9, e88902.
- Schmidt, M., Foitzik, B., Wauer, R.R., Winkler, F., Schmalisch, G., 1998. Comparative investigations of algorithms for the detection of breaths in newborns with disturbed respiratory signals. *Computers and Biomedical Research* 31, 413-425.
- Silverman, B., 1986. Density estimation for statistics and data analysis. Chapman and Hall, London.
- Sinderby, C., Beck, J., Spahija, J., Weinberg, J., Grassino, A., 1998. Voluntary activation of the human diaphragm in health and disease. *Journal of Applied Physiology* 85, 2146-2158.
- Sinderby, C., Liu, S., Colombo, D., Camarotta, G., Slutsky, A.S., Navalesi, P., Beck, J., 2013. An automated and standardized neural index to quantify patient-ventilator interaction. *Critical Care* 17, R239.
- Sinderby, C., Navalesi, P., Beck, J., Skrobik, Y., Comtois, N., Friberg, S., Gottfried, S.B., Lindström, L., 1999. Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. *Nature Medicine* 5, 1433-1436.
- Stauder, G., Flachenecker, C., Daumer, M., Wolf, W., 2001. Onset detection in surface electromyographic signals: A systematic comparison of methods. *Journal on Applied Signal Processing* 2, 67-81.
- Tassaux, D., Gainnier, M., Battisti, A., Jolliet, P., 2005. Impact of Expiratory Trigger Setting on Delayed Cycling and Inspiratory Muscle Workload. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 172, 1283-1289.
- Weigt, S.S., Abrazado, M., Kleerup, E.C., Tashkin, D.P., Cooper, C.B., 2008. Time course and degree of

- hyperinflation with metronome-paced tachypnea in COPD patients. *COPD* 5, 298-304.
- Yan, S., Kayser, B., 1997. Differential inspiratory muscle pressure contributions to breathing during dynamic hyperinflation. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 156, 497-503.
- Zhang, X., Ren, X., Gao, X., Chen, X., Zhou, P., 2016. Complexity analysis of surface EMG for overcoming ECG interference toward proportional myoelectric control. *Entropy* 18, 1-12.
- Zhang, X., Zhou, P., 2012. Sample entropy analysis of surface EMG for improved muscle activity onset detection against spurious background spikes. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22, 901-907.
- Zhou, P., Zhang, X., 2014. A novel technique for muscle onset detection using surface EMG signals without removal of ECG artifacts. *Physiological Measurement* 35, 45-54.

Capítulo 6

Estimación del impulso neural respiratorio a partir de señales EMGdi de superficie

ESTE capítulo es dedicado al estudio de la actividad electromiográfica del diafragma (EMGdi) registrada de manera no invasiva en sujetos sanos durante un protocolo de carga incremental inspiratoria. El análisis de la amplitud de la señal EMGdi proporciona un enfoque alternativo para la cuantificación del impulso neural respiratorio. Sin embargo, la señal EMGdi esta corrupta debido a la actividad electrocardiográfica (ECG), lo cual dificulta la correcta interpretación de la señal EMGdi. Tradicionalmente, la amplitud EMGdi ha sido estimada usando el valor rectificado medio (ARV) y el valor cuadrático medio (RMS). En este estudio, las señales EMGdi fueron analizadas utilizando la entropía muestral con valores de tolerancia fijos (fSampEn) y comparados con los métodos ARV y RMS.

La fSampEn se calcula utilizando un valor de tolerancia fijo e independiente de la desviación estándar de la ventana de análisis. Este método cuantifica la amplitud de las componentes complejas de señales estocásticas (EMGdi), siendo menos afectadas por los cambios en amplitud debido a las componentes de menor complejidad (ECG). El método propuesto fue estudiado en señales EMGdi registradas y sintéticas con actividad ECG normal y de arritmia. Se demostró que la fSampEn es menos sensible al efecto de la actividad cardíaca en las señales EMGdi a diferentes niveles de carga inspiratoria en relación a los parámetros de amplitud ARV y RMS. Estos hallazgos sugieren que el método propuesto puede mejorar la evaluación de impulso neural respiratorio y extender su uso a pacientes con diferentes patologías.

6.1 Introducción

La electromiografía es una herramienta mínimamente invasiva utilizada para el seguimiento y la evaluación de la actividad eléctrica muscular con fines diagnóstico y de investigación clínica. Proporciona información acerca de la respuesta eléctrica debido al reclutamiento de las unidades motoras, cerca de la posición en la que se adhieren los electrodos a la superficie de la piel por encima de los músculos. En general, la amplitud de la señal electromiográfica de superficie (EMG) correlaciona positivamente y aumenta de forma no lineal con la fuerza generada por el sistema musculo esquelético durante una contracción (De Luca, 1997; Dideriksen et al., 2010; Madeleine et al., 2001). Tradicionalmente, la amplitud EMG se calcula utilizando el valor rectificado medio (ARV) y valor cuadrático medio (RMS), parámetros que proporcionan información útil acerca de la señal en el dominio del tiempo (Farina y Merletti, 2000; González-Izal et al., 2012).

La medición de la función muscular respiratoria, especialmente la del diafragma, el principal músculo respiratorio que participa en la inspiración, es cada vez más importante para los médicos ya que les permite mejorar su comprensión acerca de los mecanismos intrínsecos de la respiración, por ejemplo, en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), (de Andrade et al., 2005; Similowski y Derenne, 1994) o en pacientes críticos en unidades de cuidados intensivos (Doorduyn et al., 2013). La señal electromiográfica del diafragma (EMGdi) proporciona una medida indirecta en tiempo real del impulso neural respiratorio (NRD), que refleja la carga sobre los músculos respiratorios (ATS/ERS, 2002; Jolley et al., 2009).

Varios estudios han demostrado que el NRD, evaluado en señales EMGdi normalizadas, es mayor en pacientes con enfermedades respiratorias que en sujetos sanos (Jolley et al., 2009; Reilly et al., 2011; Sinderby et al., 1998). No obstante, la señal de EMGdi tiene el inconveniente de estar influenciada por el ruido electromagnético (Defreitas et al., 2012), interferencias de origen fisiológico debido a artefactos de movimiento (Sinderby et al., 1995), de los músculos respiratorios (Sinderby et al., 1996) y, sobre todo, de la señal electrocardiográfica (ECG) (Sinderby et al., 1995). Debido a lo antes mencionado, la estimación del NRD evaluado a partir de la señal EMGdi se ve afectada por la exactitud con la que ésta se mida.

En un contexto general, la señal ECG puede ser considerada como un ruido de tipo impulsivo de gran amplitud y muy corta duración superpuesta a la señal EMGdi tanto en tiempo como en frecuencia. El ruido de tipo impulsivo se puede encontrar también en otras señales respiratorias al principio y al final de la inspiración (Sarlabous et al., 2013). La interferencia ECG es un problema a tomar en cuenta, ya que dificulta la evaluación y la interpretación clínica de la señales en estudio (Butler et al., 2009; Yuan Ming Luo et al., 2008). En particular, la amplitud EMGdi se modifica, lo cual se refleja en los estimadores clásicos de amplitud (ARV y RMS), que son influenciados considerablemente por la presencia de la actividad ECG. Diversos

enfoques basados en técnicas de procesamiento de señales (Deng et al., 2000; Katzberg et al., 2011; Liang et al., 2005; Widrow et al., 1975; Zhan et al., 2010) y el uso de sensores más selectivos (Estrada et al., 2015, 2014a, 2014b, 2013) han sido propuestos para minimizar el efecto de la interferencia ECG en el análisis de señales de los músculos respiratorios.

El método de la entropía muestral (SampEn) ha mostrado tener un gran potencial para el estudio de las señales biomédicas. La SampEn (Richman y Moorman, 2000) es una modificación de la entropía aproximada (ApEn) (Pincus, 1991) que mide la regularidad de un conjunto de datos, y es una medida indirecta de la entropía de Kolmogorov-Sinai. El análisis de la SampEn ha contribuido a diversas áreas en el campo de la ingeniería biomédica (Alcaraz y Rieta, 2010; Cashaback et al., 2013; Chen et al., 2009; Molina-Picó et al., 2011; Naraghi et al., 2015; Raoufy et al., 2016).

En este trabajo, hemos aplicado una variación de la SampEn denominada entropía muestral fija (fSampEn) para la evaluación de la señal EMGdi. Este método utiliza una ventana móvil de análisis y un valor de tolerancia fijo. La fSampEn se ha utilizado para evaluar la fuerza de los músculos respiratorios de las señales mecanomiográficas del diafragma (MMG) en presencia de vibración cardíaca, encontrándose menos influenciada en comparación al ARV y el RMS (Sarlabous et al., 2014). Ha mostrado ser una alternativa para cuantificar la eficiencia de la activación mecánica de los músculos inspiratorios en pacientes EPOC (Sarlabous et al., 2015). Además, la fSampEn ha sido utilizada para determinar el tiempo de inicio de la actividad muscular en las señales EMG de superficie, logrando mejorar las detecciones en comparación a métodos convencionales basados en umbrales (Liu y Liu, 2016; Zhang y Zhou, 2012; Zhou y Zhang, 2014). Su uso ha permitido también estimar la fuerza de agarre a partir de señales intramusculares EMG (Kamavuako et al., 2013, 2012).

El objetivo del presente trabajo ha sido evaluar el comportamiento de la fSampEn, como un método para mejorar la medición del NRD a partir de señales EMGdi en presencia de la actividad cardíaca, en comparación con los enfoques basados en el uso del ARV y el RMS. Para lograr este objetivo, primero aplicamos los métodos de la fSampEn, ARV, y RMS a señales EMGdi sintéticas. En segundo lugar, hemos probado los métodos propuestos en un estudio experimental con señales EMGdi registradas en sujetos sanos durante una prueba de carga inspiratoria incremental. Se estudian además los diferentes parámetros de entrada de la fSampEn. Finalmente, se muestra el desempeño de la fSampEn en relación a los métodos ARV y RMS en señales sintéticas contaminadas por diferentes tipos arritmias cardíacas.

6.2 Materiales y métodos

6.2.1 Registro de señales EMGdi en sujetos sanos

La adquisición de las señales fue realizada en cinco sujetos sanos, varones y sin antecedentes cardíacos, pulmonares o de enfermedades neuromusculares. La Tabla 6. 1 muestra los datos antropométricos de los sujetos estudiados.

Tabla 6. 1 Datos antropométricos de los sujetos sanos registrados

Sujeto	masa (kg)	altura (m)	edad (años)	IMC (kg/m ²)
S1	84.00	1.70	32	29.07
S2	80.00	1.71	34	27.36
S3	82.00	1.78	31	25.88
S4	90.00	1.90	27	24.93
S5	63.00	1.75	31	20.57
media ± SD	79.80 ± 10.11	1.77 ± 0.08	31.00 ± 2.55	25.56 ± 3.20

IMC: índice de masa corporal, SD: desviación estándar.

El estudio se realizó con consentimiento previo y escrito de todos los sujetos, y con la aprobación de la Junta de Revisión Institucional del Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), Barcelona, España. La captura de las señales se realizó en el Grupo de Procesamiento e Interpretación de Señales Biomédicas del IBEC. La piel de los sujetos se preparó inicialmente usando un gel de abrasivo (Nuprep, Weaver and Company, Aurora, CO, EE.UU.) y se limpió con alcohol para reducir la impedancia piel/electrodo antes de la colocación de los electrodos. Para la adquisición de la señal EMGdi, se utilizaron un par de electrodos en configuración bipolar colocados en la parte inferior derecha del pecho, a lo largo de la línea axilar anterior (un electrodo debajo del otro), en el séptimo (electrodo positivo) y octavo (electrodo negativo) espacios intercostales por encima del margen costal (Deng et al., 2000).

El hemidiafragma derecho fue seleccionado debido a que se encuentra más alejado del corazón y por lo tanto la influencia de la actividad cardíaca es menor. La señal EMGdi fue registrada usando un amplificador modular (EMG 100C, Biopac Systems, Inc., Santa Bárbara, CA, EE.UU.) con una ganancia de 5000 y un filtro pasa bandas analógico de 1 a 500 Hz de frecuencias de corte. Se colocó un electrodo de tierra en el tobillo izquierdo como referencia. Para este procedimiento, los electrodos utilizados fueron circulares y desechables de Ag/AgCl

(área de contacto de diámetro 11 mm, pre-gelificado, electrodo de espuma 50 / PK - EL501, Biopac Systems, Inc., Santa Bárbara, CA, USA).

6.2.2 Señal EMGdi en reposo

La señal EMGdi fue registrada mientras los sujetos mantenían la respiración. Con ello la señal ECG que se registra es máxima mientras que la actividad EMGdi es mínima. Los sujetos fueron capaces de mantener la respiración de forma relajada durante unos 12 segundos. Esta señal fue utilizada para construir la señal EMGdi sintética con ruido cardíaco.

6.2.3 Protocolo de carga incremental inspiratoria

El registro de la presión inspiratoria en boca (P_{mouth}) y, en consecuencia, el trabajo de los músculos respiratorios, se realizó a volumen tidal, y a una carga inspiratoria de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O. Los sujetos portaron un clip nasal desechable para prevenir la respiración nasal durante la prueba mientras estaban sentados cómodamente en una silla con sus brazos a los lados. Las señales fueron registradas a una frecuencia de muestreo de 2000 Hz mediante un sistema de adquisición de datos analógico a digital de 16 bits (MP150, Biopac Systems, Inc), garantizando un muestreo correcto de los datos. Estas señales fueron visualizadas y almacenadas en un ordenador mediante el software que acompaña al equipo (v.3.2 software AcqKnowledge).

Posteriormente, las señales fueron filtradas utilizando un filtro de fase cero, tipo Butterworth de cuarto orden con una banda de paso de 5 a 400 Hz, y submuestreadas por un factor de 2. Las señales fueron procesadas utilizando el software MATLAB. Como ejemplo, las gráficas a y b de la Figura 6. 1 muestran las señales de P_{mouth} y $\text{EMGdi}_{\text{rec}}$, respectivamente, de un sujeto representativo.

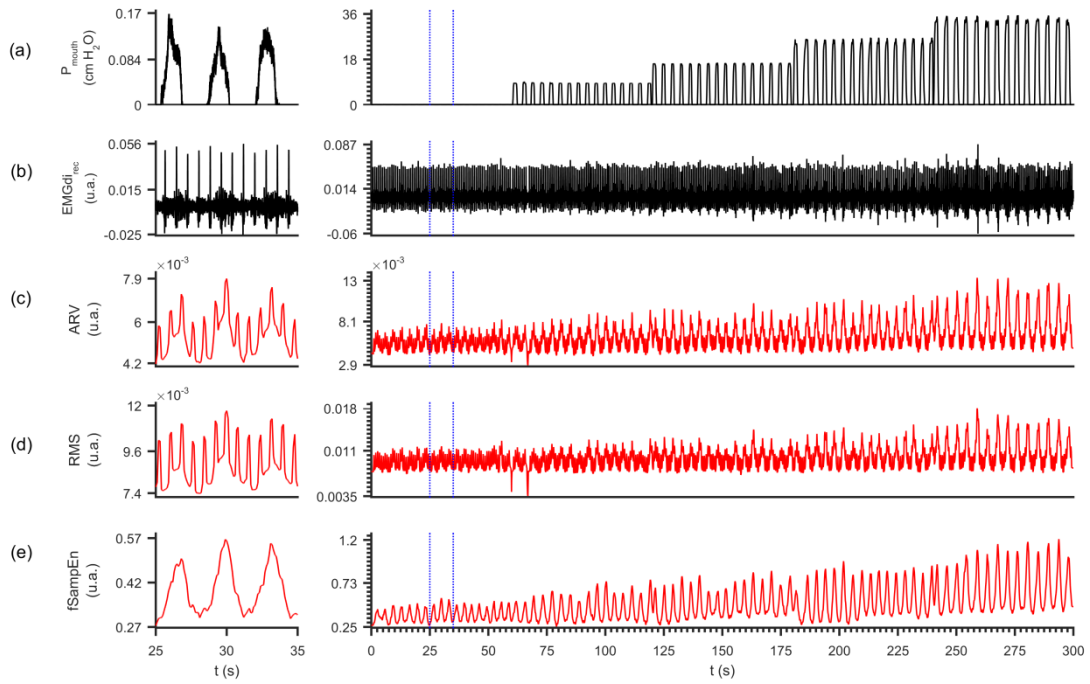


Figura 6. 1 Señales registradas a diferentes niveles de carga inspiratoria. Señales (a) P_{mouth} y (b) $EMGdi_{\text{rec}}$ y la evolución de los parámetros (c) ARV, (d) RMS y (e) $fSampEn$ sobre la señal $EMGdi_{\text{rec}}$, para un sujeto representativo. La columna de la izquierda corresponde a 10 s de respiración a volumen tidal (entre guiones verticales de color azul de la columna derecha) y correspondiente al caso de menor actividad del diafragma. Los parámetros fueron evaluados utilizando una ventana de análisis de 1 s con incrementos de 0.1 s.

6.2.4 Señales EMGdi sintéticas

Dado que una evaluación objetiva de los efectos de la interferencia ECG en los parámetros $fSampEn$, ARV y RMS requiere un conocimiento de las señales originales e inalteradas, en este trabajo fueron simuladas las señales EMGdi con y sin ruido ECG. Para cada uno de los cinco sujetos, fue generada una envolvente inspiratoria sintética (ENV_i), una señal EMGdi sin ruido ($EMGdi_s$) y con ruido ECG ($EMGdi_n$), teniendo en cuenta las principales características de su correspondiente señal $EMGdi_{\text{rec}}$. La Figura 6. 2 ilustra las principales etapas del método utilizado para la generación de estas señales sintéticas:

1. La señal EMGdi contiene diferentes componentes de frecuencia en las fases inspiratoria y espiratoria (Deng et al., 2000). Por lo tanto, para cada sujeto y cada nivel de presión inspiratoria estudiado (volumen corriente, 9, 17, 25 y 33 cm H₂O), dos modelos autorregresivos (AR) fueron ajustados para simular el comportamiento (características) de las dos fases respiratorias. Los modelos AR se estimaron a partir de los registros EMGdi

concatenando aquellos segmentos inspiratorios y espiratorios libres de ECG, respectivamente, como se ilustra en la Figura 6. 2, graficas a y b.

El orden de los filtros AR fueron seleccionados utilizando el criterio de información modificada de Akaike (M. Kay, 1988). La varianza y los coeficientes AR de los segmentos inspiratorio y espiratorio (σ_i^2 y σ_e^2 y A_i y A_e , respectivamente) fueron utilizados para generar la actividad EMGdi libre de interferencias ECG.

2. Dos envolventes cíclicas fueron generadas para simular el proceso inspiratorio (ENV_i) y espiratorio (ENV_e) que ocurre durante la respiración normal. Las dos señales envolventes tienen fases opuestas, como se muestra en la Figura 6. 2 (c). Un cuarto del ciclo respiratorio estuvo compuesto de una meseta inspiratoria, una mitad fue meseta espiratoria y el último cuarto correspondió al aumento y el descenso de los segmentos. Se utilizó una ventana de Hamming para generar los segmentos ascendentes y descendentes.

Las envolventes tuvieron una duración de 300 s a una frecuencia de 16 respiraciones por minuto. La frecuencia respiratoria y los períodos de inspiración fueron seleccionados basados en datos de un estudio acerca de los patrones de respiratorios en sujetos sanos (Tobin et al., 1988). Las amplitudes de las señales ENV_i y ENV_e se ajustaron cada 60 s al multiplicarse por las varianzas de los procesos AR, σ_i^2 y σ_e^2 , respectivamente, estimados para cada sujeto a cada nivel de presión inspiratoria.

3. Dos plantillas de EMGdi ($EMGdi_i$ y $EMGdi_e$) libres de ruido ECG se modelaron filtrando una señal Gaussiana utilizando los correspondientes coeficientes AR y, a continuación, multiplicándolos por las señales de envolvente (Figura 6. 2, gráficas d y e, respectivamente).
4. La señal $EMGdi_s$ fue generada mediante la suma de las dos plantillas EMGdi (Figura 6. 2, f).
5. La señal EMGdi fue adquirida mientras los sujetos sostenían la respiración ($EMGdi_{hold}$). Los sujetos fueron capaces de mantener una respiración relajada y sostenida alrededor de 12 segundos la cual fue concatena unas 25 veces, formando 300 segundos de señal.

A continuación, la señal de $EMGdi_{hold}$ fue filtrada usando un filtro paso bajos Butterworth de cuarto orden con una frecuencia de corte de 45 Hz, es decir, el rango de frecuencias de la señal de ECG (Figura 6. 2, g).

6. Por último, la señal de $EMGdi_n$ fue generada adicionando la señal filtrada $EMGdi_{hold}$ a la señal de $EMGdi_s$ (Figura 6. 2, h).

Todas las señales fueron generadas utilizando una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Como ejemplo, las gráficas a y b de la Figura 6. 17 muestran las señales de ENV_i y $EMGdi_n$, respectivamente, para el mismo sujeto que en la Figura 6. 1.

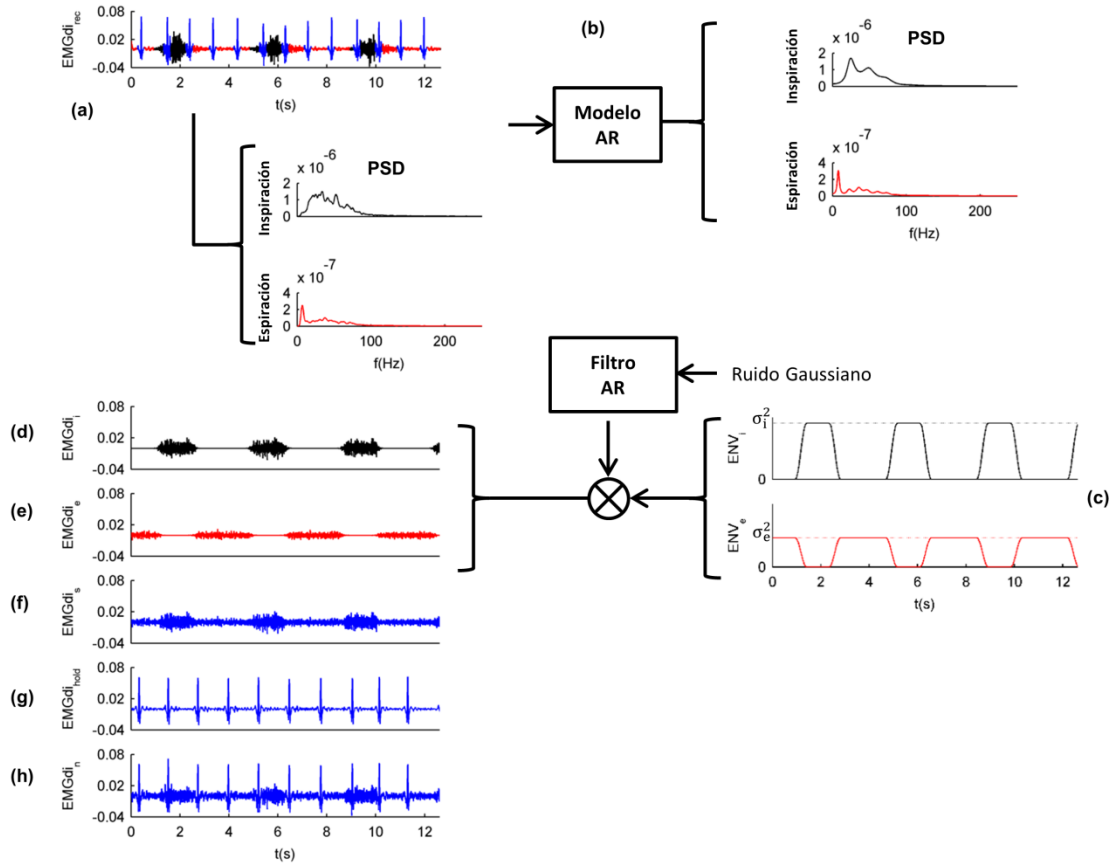


Figura 6. 2 Pasos para la generación de la señal EMGdi sintética. (a) Señal EMGdi registrada y densidad espectral de potencia (PSD) de los segmentos EMGdi con actividad inspiratoria (negro) y espiratoria (azul) libres de ECG. (b) PSD utilizando un modelo autoregresivo (AR) ajustado a los segmentos inspiratorios y espiratorios libres de ruido ECG. (c) Señales ENV_i y ENV_e , (d) señal $EMGdi_i$, (e) señal $EMGdi_e$, (f) señal $EMGdi_s$, (g) señal $EMGdi_{hold}$ y (h) señal $EMGdi_n$.

Como técnica de procesamiento de las diferentes señales EMGdi se hace uso de la fSampEn. La fSampEn es evaluada mediante una ventana móvil y usando valores de r fijos que no dependen de la desviación estándar de cada ventana móvil (Sarlabous et al., 2014). En la forma en que se ha definido, la fSampEn será mayor si la señal cubre un amplio rango de amplitudes o es altamente compleja. La fSampEn fue calculada sobre las señales $EMGdi_s$, $EMGdi_n$ y $EMGdi_{rec}$ utilizando una ventana móvil 1s y con un 90% de solapamiento (incrementos en 0.1 s). En cada sujeto estudiado, la fSampEn de las tres señales EMGdi se evaluó con los mismos valores de m y r . Dado que la señal $EMGdi_n$ fue generada con las características de la señal $EMGdi_{rec}$, la desviación estándar de la señal $EMGdi_n$ es muy similar a la de la señal $EMGdi_{rec}$.

6.2.5 Metodología para la evaluación de la fSampEn, ARV y RMS

El coeficiente de correlación de Pearson (R) y el coeficiente de correlación de concordancia de Lin (ρ) fueron utilizados para evaluar el acuerdo entre las señales analizadas.

En términos prácticos, R proporciona una medida de la fuerza o el grado de asociación lineal entre dos mediciones (precisión) y ρ evalúa el acuerdo entre dos mediciones considerando si caen en la línea de 45° pasando por el origen (tanto la precisión y exactitud), (Lin, 2000, 1989). Específicamente, ρ es un factor de corrección para R y, en consecuencia, sus valores son más bajos. La Tabla 6. 2 muestra cómo interpretar los coeficientes R y ρ según el intervalo en el que se encuentren.

Tabla 6. 2 Interpretación de los coeficientes de correlación de Pearson y de concordancia de Lin

Correlación de Pearson (R) (Evans, 1996)		Concordancia de Lin (ρ) (McBride, 2005)	
Rango	Interpretación	Rango	Interpretación
0.80 – 1.00	Muy fuerte	> 0.99	Casi perfecto
0.60 – 0.79	Fuerte	0.95 – 0.99	Sustancial
0.40 – 0.59	Moderado	0.90 – 0.95	Moderado
0.20 – 0.39	Débil	< 0.90	Pobre
0 – 0.19	Muy débil		

Los parámetros ARV, RMS y fSampEn se calcularon en las señales EMGdi_s, EMGdi_n y en la señal EMGdi_{rec} utilizando una ventana móvil de 1 s con un 90% de solapamiento. La selección de los valores de m , r y N utilizados en la fSampEn se presentan en los sucesivos apartados. El coeficiente R se utilizó para evaluar la relación lineal entre los parámetros calculados utilizando una ventana móvil sobre el siguiente par de señales: EMGdi_s vs. EMGdi_n, EMGdi_s vs. ENV_i, EMGdi_n vs. ENV_i y EMGdi_{rec} vs. P_{mouth}. El coeficiente ρ se utilizó para evaluar la relación entre los parámetros calculados sobre las señales sintéticas con y sin ruido ECG (EMGdi_s vs. EMGdi_n). Los valores R y ρ fueron calculados analizando por separado el rango de amplitudes de la envolvente, para las señales sintéticas, y el rango de los niveles de carga inspiratoria, para las señales registradas.

Los valores de correlación fueron comparados entre la fSampEn y el ARV, y entre la fSampEn y el RMS, utilizando la prueba no paramétrica, U de Mann-Whitney. Los valores de p menores de 0.05 denotan una diferencia estadísticamente significativa entre los valores de correlación.

6.2.6 Metodología para la evaluación de los parámetros m , r y N en la fSampEn

Los parámetros de entrada para el uso de la ApEn y SampEn deben ser ajustados según las señales a estudiar (Chon et al., 2009). El parámetro m fue evaluado para 1 y 2, mientras que r fue evaluado en el rango de 0.01 a 1 veces la desviación estándar de la señal (Chon et al., 2009; Sarlabous et al., 2014). Para encontrar un valor óptimo de r con $m = 1$ y 2, se calculó el coeficiente R en las señales reales, entre P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn evaluados sobre la señal EMGdi_{rec}. Un análisis similar fue llevado a cabo en las señales sintéticas, entre la ENV_i y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre la señal EMGdi_n. Este procedimiento se llevó a cabo evaluando la señal EMGdi a volumen corriente y utilizando todos los niveles de carga inspiratoria.

El efecto del tamaño de la ventana de procesamiento sobre los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre la señal EMGdi_{rec} fueron estudiados en 20 ventana de diferentes tamaños, que van desde 0.1 s a los 2 s con incrementos de 0.1 s. Este rango de valores fue considerado teniendo en cuenta que el uso de una ventana de procesamiento de mayor tamaño analizaría la información contenida en los períodos inspiratorios (1.5 s) y espiratorios (2.25 s) al mismo tiempo. El coeficiente R se utilizó para evaluar la relación lineal entre la señal P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre la señal EMGdi_{rec} utilizando las diferentes ventanas de procesamiento.

Con la intención de evaluar el efecto del número de muestras N en la ventana de procesamiento, las señales EMGdi_{rec} y P_{mouth} muestreadas originalmente a 2000 Hz fueron remuestreadas en: 8/7, 4/3, 5/5, 2, 8/3, 4 para obtener las frecuencias de muestreo de 1750, 1500, 1250, 1000, 750 y 500 Hz, respectivamente. Se utilizó una ventana de procesamiento de 1 s, con incrementos de 0.1 s y por consiguiente las ventanas de procesamiento tuvieron un número de muestras N de 1750, 1500, 1250, 750 y 500, respectivamente. Seguidamente, se evaluó la R de Pearson entre la señal P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre la señal EMGdi_{rec} a las diferentes frecuencias de muestreo seleccionadas. Es importante resaltar que la señal EMGdi_{rec} no fue evaluada utilizando una frecuencia de muestreo menor a los 500 Hz debido a que la mayor parte del espectro de la actividad diafragmática durante la inspiración se concentra en el ancho de banda de los 25 a 250 Hz (Schweitzer et al., 1979).

Por otra parte, se estimó el tiempo cómputo que se requiere para el cálculo de la fSampEn sobre la señal EMGdi_{rec} utilizando una ventana de análisis de 1 s con pasos de 0.1s. Para tal fin, la fSampEn fue evaluada para el caso de m igual a 1 y 2, r a 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9 y 1 veces la desviación estándar de la señal EMGdi_{rec}; y una longitud N de ventana de: 100, 250, 500, 750, 1000, 1250, 1500, 1750 y 2000 muestras.

6.2.7 Metodología para el estudio de señales EMGdi en presencia de arritmias

En este trabajo, la actividad ECG ha sido descrita como un ruido de tipo impulsivo de gran amplitud, muy corta duración, superpuesta a la señal EMGdi, y que presenta un ritmo y morfología normal. El desempeño de los parámetros fSampEn, ARV y RMS ha sido evaluado sobre señales reales y sintéticas con ECG normal. Sin embargo, el uso de estos parámetros calculados sobre la señal EMGdi puede ser diferente al presentarse trastornos en el ritmo cardíaco o arritmias.

Una arritmia es la pérdida del ritmo normal del corazón. Estas se originan cuando se presentan alteraciones en el sistema de conducción eléctrica del corazón, en la que su capacidad para bombear sangre al resto del cuerpo puede verse comprometida perdiendo eficiencia en su función. Por convención, los límites normales de la frecuencia cardíaca en adultos ronda entre los 60 a 100 latidos por minuto en un estado de reposo (Kossman, 1969; Spodick, 1993). Según la frecuencia de los latidos, las arritmias se definen como bradicardias o frecuencias inferiores a los 60 latidos por minuto, y taquicardias o frecuencias superiores a los 100 latidos por minuto (Kossman, 1969; Spodick, 1993).

Las arritmias pueden dividirse en dos categorías:

- **Supraventriculares:** se denominan a las arritmias que se generan en la parte alta de corazón, donde se encuentran las aurículas derecha e izquierda. Son menos graves que las ventriculares. En la mayoría de las arritmias supraventriculares, el ancho del complejo QRS es estrecho, de duración inferior a los 120 ms (Blomström-Lundqvist et al., 2003). Entre las principales arritmias supraventriculares podemos mencionar:
 - **Contracción auricular prematura:** las aurículas se contraen antes de lo debido. Esto sucede cuando un impulso eléctrico se adelanta al sinusal en la zona auricular. Se puede observar una onda P precoz y de morfología diferente en el ECG. Son de causa común y generalmente inofensivos.
 - **Taquicardia supraventricular:** es un proceso que se origina por encima de los ventrículos. Es debida a señales eléctricas anormales originadas en las aurículas, las cuales interfieren con la actividad eléctrica del nodo sinoauricular. Un circuito se forma en el tejido de conducción y genera rápidas contracciones de los ventrículos. La frecuencia cardíaca se eleva, entre 150 a 250 latidos por minuto.
 - **Fibrilación auricular:** es una de las arritmias más frecuentes. Se presenta cuando la aurícula se contraen de manera desincronizada (fibrila). El impulso eléctrico no se dirige del nodo sinoauricular al nodo atrioventricular sino que estimula distintas zonas de la aurícula. Por lo tanto, el bombeo de sangre en el corazón es ineficiente ya que la sangre se acumula en las aurículas y no toda se bombea a los ventrículos, que no tienen

el tiempo suficiente para llenarse y poder bombear sangre a los pulmones y al cuerpo. La frecuencia cardíaca puede alcanzar hasta los 300 latidos por minuto.

- **Aleteo auricular:** se caracteriza por presentar circuitos de re-entrada en las aurículas, usualmente en la derecha. La frecuencia cardíaca puede alcanzar el rango de los 350 a 600 latidos por minuto. A pesar de la alta frecuencia en las aurículas, la frecuencia cardíaca en los ventrículos es más baja, típicamente sobre los 150 latidos por segundo debido a que el nodo atrioventricular no logra conducir los impulsos eléctricos a tan altas frecuencias. La forma de onda es ancha y tienen una forma de diente de sierra.
- **Ventriculares:** se denominan a las arritmias que se generan en la parte baja de corazón, donde se encuentran los ventrículos derecho e izquierdo. El ancho del complejo QRS es ancho, de duración superior a los 120 ms (Roberts-Thomson et al., 2011). Algunas de las principales arritmias ventriculares a destacar están:
 - **Contracción ventricular prematura:** los ventrículos se contraen antes de lo debido. El complejo QRS es ancho, prematuro y no es precedido de la onda P. La onda T se presenta generalmente en dirección opuesta a la deflexión del complejo QRS y es seguida de una pausa compensatoria. Pueden encontrarse en sujetos sanos y ser inofensiva. Además, se pueden presentar alternancias entre las contracciones ventriculares prematuras y los latidos normales. Se denomina bigeminismo cuando luego de un latido normal se presenta una contracción ventricular prematura. En el caso de presentarse dos latidos normales seguidos de una contracción ventricular prematura se conoce como trigeminismo.
 - **Taquicardia ventricular:** son aquellas que se originan debajo del sistema de conducción ventricular (haz de His). El nodo sinoauricular deja de tener el control de los latidos en los ventrículos. Un circuito se forma en las fibras de conducción y transmite impulsos a través de los ventrículos. Se habla de taquicardia ventricular cuando se presentan más de tres latidos ventriculares sucesivos. Estas pueden ser de tipo no sostenida (duración menor de 30 s) o sostenidas (duración mayor de 30 s). La frecuencia cardíaca llega a ser superior a 120 latidos por minutos. Se asocia con frecuencia a la enfermedad coronaria, miocardiopatía y enfermedades valvulares.

En este apartado se propone evaluar el efecto que tienen las arritmias cardíacas sobre el desempeño de los parámetros ARV, RMS y fSampEn utilizando la metodología propuesta anteriormente. Para tal fin, fue utilizada la base de datos MIT-BIH de arritmias (Goldberger et al., 2000). Una descripción más extensa de esta base de datos puede encontrarse en (Moody y Mark, 2001). La base MIT-BIH de arritmias fue registrada en el Beth Israel Deaconess Medical Center en Boston y el Instituto Tecnológico de Massachusetts en Cambridge, Estados Unidos,

entre los años 1975 y 1979, completada y distribuida a partir de 1980. Esta base de datos es de dominio público y su acceso se encuentra disponible en (MIT-BIH, 2015). Esta base de datos contiene registros simultáneos de la actividad cardíaca utilizando dos canales ECG:

- **Canal 1:** modificación de la derivación periférica II del ECG (MLII). Se obtiene al colocar los electrodos sobre el pecho, siguiendo la práctica estándar para el registro ambulatorio ECG.
- **Canal 2:** modificación de la derivación precordial V1. Ocasionalmente son utilizadas las derivaciones V2 o V5, y en un caso V1.

Esta base de datos consta de registros obtenidos en 47 pacientes, de los cuales 25 fueron hombres entre los 32 a 89 años de edad y 22 mujeres entre los 23 y 89 años de edad. Aproximadamente, el 60 % de los sujetos fueron pacientes hospitalizados y el 40 % pacientes ambulatorios. La base de datos consta de 48 extractos de media hora con una duración de 30 min muestreados a una frecuencia de 360 Hz con una resolución de 11 bits sobre un rango de ± 5 mV. Además, la base de datos incluye un conjunto de anotaciones de todos los eventos cardíacos y ruidos presentes en las señales registradas, verificados por más de un cardiólogo.

En la Figura 6. 3 se muestran quince segundos representativos a partir del minuto 18 con 45 segundos de las derivaciones MLII y V1 del registro 203. Por cada evento ECG detectado se muestra una anotación. Además, algunas anotaciones indican la calidad de la señal, otras medidas y comentarios. Esta base de datos ha sido propuesta para este trabajo ya que muestra diversos tipos de arritmias supraventriculares y ventriculares.

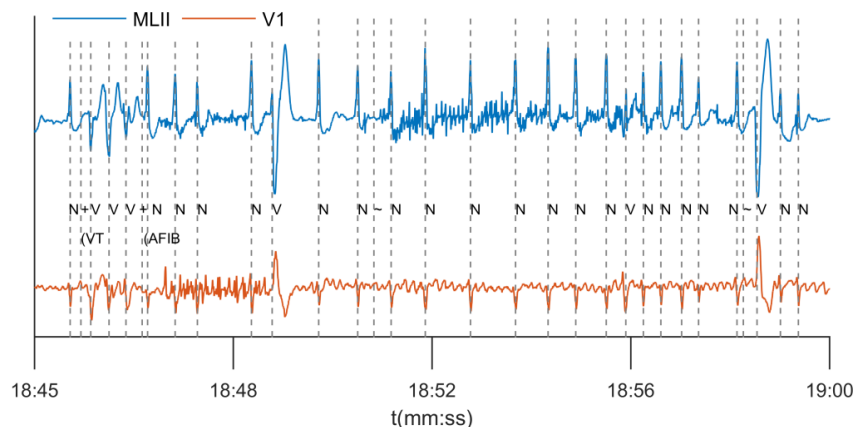


Figura 6. 3 Quince segundos del registro 203 de la base MIT-BIH de arritmias en donde se muestra el registro ECG a partir de las derivaciones MLII (señal superior) y V1 (señal inferior). Las anotaciones mostradas son: N es latido normal, V: contracción ventricular prematura, +: cambio de ritmo cardíaco, ~: cambio en la calidad de la señal, (VT: taquicardia ventricular y (AFIB: fibrilación auricular, (MIT-BIH, 2015).

Para este estudio se seleccionaron cinco registros de tres hombres y dos mujeres entre los 43 y 84 años de edad, como se describe en la Tabla 6. 3 y que presentan diferentes tipos de arritmias.

Tabla 6. 3 Datos de los pacientes seleccionados a partir de la base MIT-BIH de arritmias.
(MIT-BIH, 2015)

Registro	Edad (años)	Sexo
203	43	hombre
205	59	hombre
209	62	hombre
222	84	mujer
119	51	mujer

Como se mencionó, los registros hechos a partir del canal MLII fueron seleccionados para el estudio de las arritmias. Este canal es una derivación bipolar en paralelo a la derivación II, que se mide como la diferencia de potencial registrada entre el brazo derecho (RA) y la pierna izquierda (LL). La derivación MLII se registra mediante el uso de electrodos colocados en el torso, lo cual es necesario para el monitoreo de la actividad cardíaca de larga duración (MIT-BIH, 2015; Moody y Mark, 2001). En el caso de utilizar la derivación MLII, el equivalente de LL es colocado en la cresta ilíaca izquierda, y el equivalente de RA es colocado en la fosa infraclavicular, medial al músculo deltoides y a 2 cm por debajo del borde inferior de la clavícula (MIT-BIH, 2015).

Siguiendo la metodología propuesta en el apartado 6.2.4, las cinco señales sintéticas EMGdi libres de ruido cardíaco ($EMGdi_s$) generadas a partir de los cinco sujetos sanos registrados (Tabla 6. 1), fueron utilizadas para generar cinco señales con arritmias ($EMGdi_{na}$) a partir de los registros de la Tabla 6. 3. Previo al uso de las señales de arritmias cardíacas, estas fueron filtradas utilizando un filtro de fase cero, tipo Butterworth de segundo orden pasa altos con una frecuencia de corte de 1 Hz. Seguidamente, las señales de arritmias fueron sobre muestreadas hasta a una frecuencia de 1000 Hz ($EMGdi_{holda}$).

Por cada sujeto y cada nivel de presión inspiratoria, la señal $EMGdi_{na}$ fue generada adicionando la señal $EMGdi_{holda}$ a la señal de $EMGdi_s$. La amplitud de $EMGdi_{holda}$ se ajustó de manera tal que la energía de la suma de $EMGdi_{holda}$ y $EMGdi_s$ sea equivalente a la energía de $EMGdi_{rec}$. En la Tabla 6. 4 se detallan los tiempos de inicio, las anotaciones de los eventos de arritmias junto al número de ocurrencias de los registros seleccionados de la Tabla 6. 3.

Tabla 6. 4 Tiempo de inicio, anotaciones de los eventos de arritmias y número de ocurrencias en los registros seleccionados a partir de la base de datos MIT-BIH de arritmias

Registro	L1		L2		L3		L4		L5	
	T0 (m:s)	A (n)	T0 (m:s)	A (n)	T0 (m:s)	A (n)	T0 (m:s)	A (n)	T0 (m:s)	A (n)
203	1:20	+ (4) N (84) V(20) a (2) (2) (AFIB (2) (VT (2)	19:00	+ (4) N (76) V (23) (1) (AFIB (2) (VT (2)	4:30	+ (5) N (73) V (29) (AFIB (3) (VT (2)	12:10	+ (6) N (91) V (24) (2) (AFIB (1) (AFL (2) (VT (3)	17:50	+ (4) N (73) V (23) (AFIB (2) (VT (2)
		+ (4) A (1) F (1) N (82) V (19) (N (2) (VT (2)		+ (3) N (68) V (20) (N (1) (VT (2)		+ (2) F (4) N (83) V (4) (1) (N (1) (VT (1)		+ (3) A (1) N (71) V(12) (N (2) (VT (1)		+ (4) A (1) F (1) N (82) V (19) (N (2) (VT (2)
209	8:50	+ (2) A (75) N (48) (N (1) (SVTA (1)	9:50	+ (2) A (61) N (58) (N (1) (SVTA (1)	12:00	+ (2) A (43) N (71) (N (1) (SVTA (1)	13:10	+ (2) A (29) N (77) (3) (N (1) (SVTA (1)	28:30	+ (6) A (29) N (72) (N (3) (SVTA (3)
		+ (8) A (10) N (59) j (19) (AFIB (2) (AFL (2) (N (1) (NOD (3)		+ (5) N (105) (AFIB (2) (AFL (3)		+ (3) A (5) N (73) (AFIB (1) (AFL (1) (N (1)		+ (10) A (6) N (55) j (18) (AFIB (2) (AFL (2) (N (3) (NOD (3)		+ (10) A (2) N (93) j (4) (AFIB (5) (AFL (4) (NOD (1)
222	12:00	+ (2) A (75) N (48) (N (1) (SVTA (1)	26:40	+ (2) A (61) N (58) (N (1) (SVTA (1)	9:15	+ (2) A (43) N (71) (N (1) (SVTA (1)	13:20	+ (2) A (29) N (77) (3) (N (1) (SVTA (1)	15:57	+ (6) A (29) N (72) (N (3) (SVTA (3)
		+ (8) A (10) N (59) j (19) (AFIB (2) (AFL (2) (N (1) (NOD (3)		+ (5) N (105) (AFIB (2) (AFL (3)		+ (3) A (5) N (73) (AFIB (1) (AFL (1) (N (1)		+ (10) A (6) N (55) j (18) (AFIB (2) (AFL (2) (N (3) (NOD (3)		+ (10) A (2) N (93) j (4) (AFIB (5) (AFL (4) (NOD (1)
119	16:40	+ (6) N (43) V (22) (B (2) (N (3) (T (1)	3:30	+ (4) N (49) V (16) (B (1) (N (2) (T (1)	4:50	+ (6) N (46) V (21) (B (1) (N (3) (T (2)	12:30	+ (6) N (48) V (17) (B (2) (N (2) (T (2)	19:00	+ (8) N (48) V (22) (B (3) (N (4) (T (1)
		+ (6) N (43) V (22) (B (2) (N (3) (T (1)		+ (4) N (49) V (16) (B (1) (N (2) (T (1)		+ (6) N (46) V (21) (B (1) (N (3) (T (2)		+ (6) N (48) V (17) (B (2) (N (2) (T (2)		+ (8) N (48) V (22) (B (3) (N (4) (T (1)

De L1 a L5: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. T0 es el tiempo de inicio de los segmentos seleccionados y de 60 s de duración para utilizarse en cada nivel de carga inspiratoria. A es el tipo de arritmia y n es su número de ocurrencia. Los tipos de arritmias evaluados son: +: cambio del ritmo cardíaco, |: complejo QRS como artefacto aislado N: latido normal, A: contracción auricular prematura, a: latido auricular prematuro con aberraciones, V: contracción ventricular prematura, j: latido de escape de la unión auriculoventricular, (B: bigeminismo ventricular, (T: trigeminismo ventricular, (N: ritmo sinusal normal, (VT: taquicardia ventricular, (SVTA: taquicardia supraventricular, (AFIB: fibrilación auricular (AFL: aleteo auricular, (NOD: ritmo de la unión auriculoventricular, (MIT-BIH, 2015).

En la Figura 6. 4 se muestran tramos representativos de las arritmias utilizadas para evaluar el desempeño de los parámetros ARV, RMS y fSampEn sobre señales EMGdi sintéticas con arritmias.

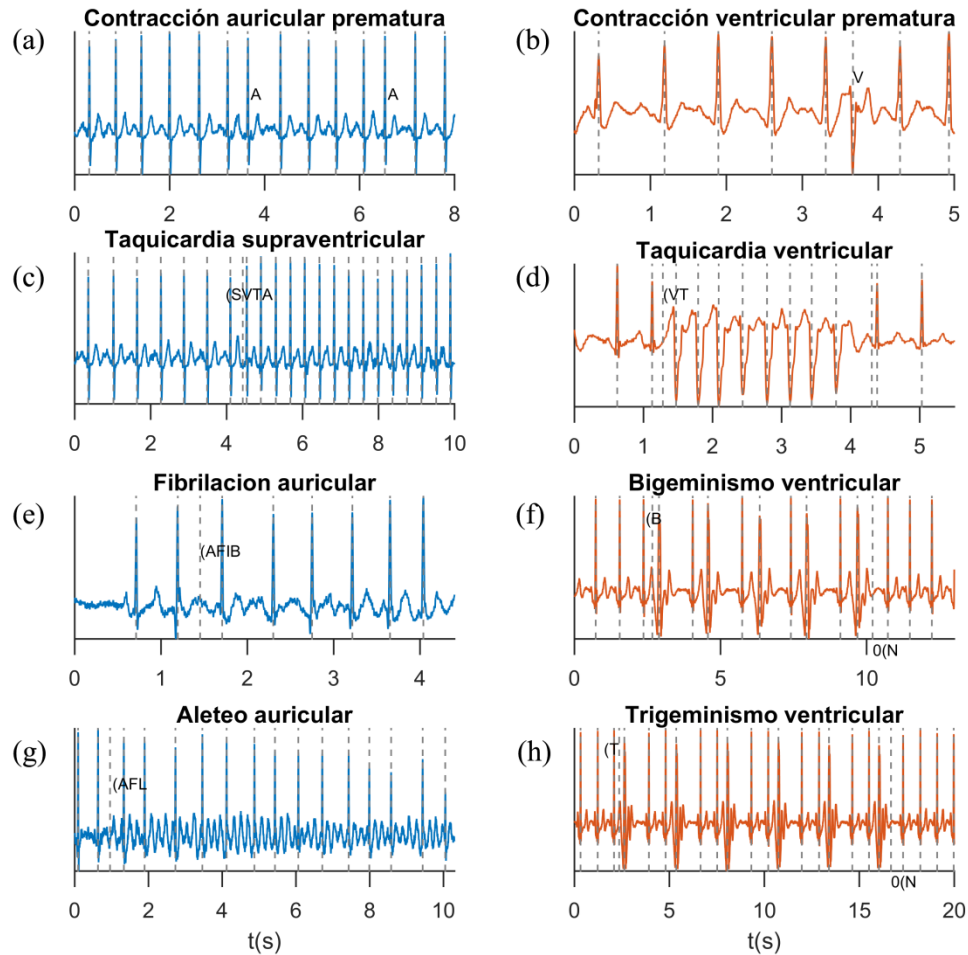


Figura 6. 4 Segmentos representativos de actividad cardíaca de los diferentes tipos de arritmias supraventriculares (columna izquierda) y ventriculares (columna derecha) junto a sus anotaciones utilizados para la generación de la señal sintética con ruido EMGdi_n. Arritmias supraventriculares: (a) Contracción auricular prematura (A), (c) taquicardia supraventricular (V), (e) fibrilación auricular ((AFIB) y (g) aleteo auricular ((AFL). Arritmias ventriculares: (b) contracción ventricular prematura, (d) taquicardia ventricular ((VT), (f) bigeminismo ventricular ((B), y (h) trigeminismo ventricular ((T).

6.3 Resultados

6.3.1 Efecto de la selección de m y r en señales EMGdi

La Figura 6. 5 muestra las formas de onda obtenidas al evaluar la señal (a) EMGdi_{rec} utilizando los parámetros (b) ARV y (c) RMS y (d-h) fSampEn sobre la señal EMGdi_{rec} a volumen tidal. Como se aprecia, el parámetro fSampEn estima la amplitud de la señal EMGdi_{rec} en forma similar al utilizar un valor de $m = 1$ (columna izquierda) y $m = 2$ (columna derecha) a los valores representativos de r de 0.15, 0.30, 0.45, 0.60 y 0.75.

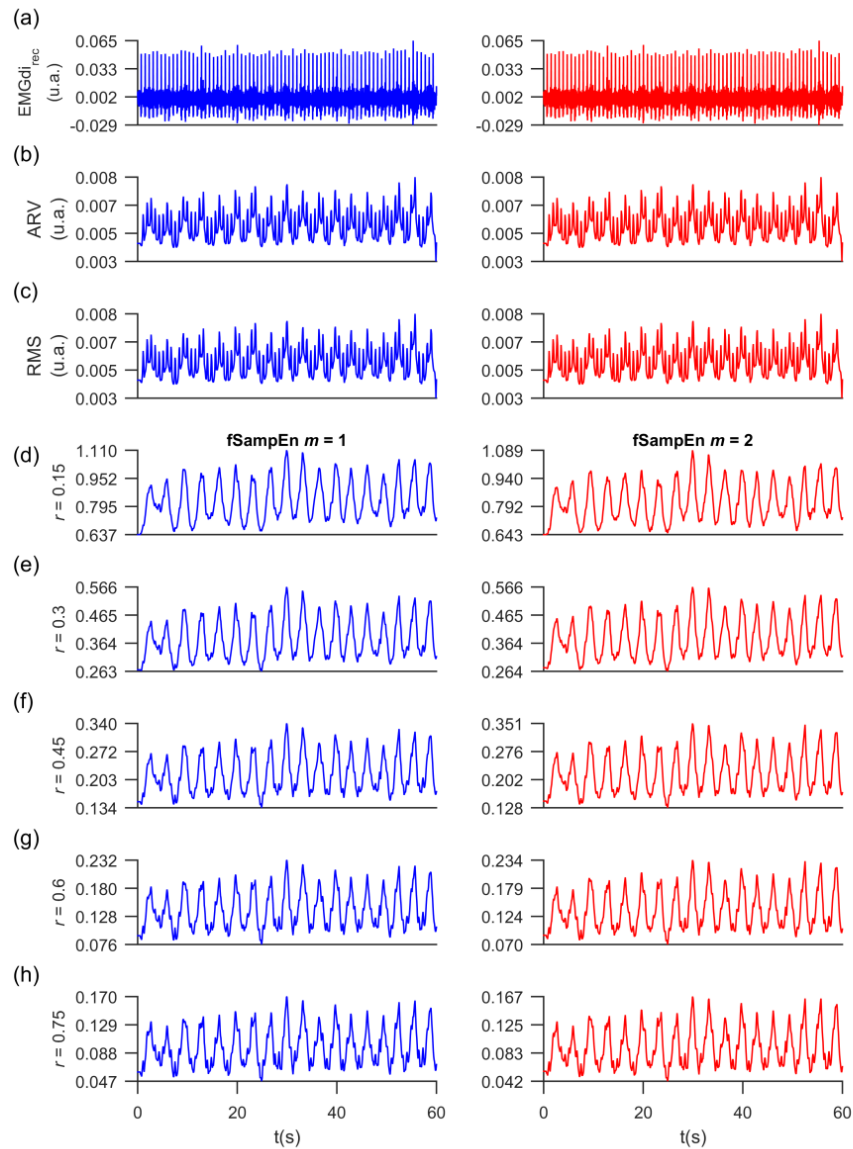


Figura 6. 5 (a) Señal EMGdi_{rec} y la evolución de (a) ARV, (b) RMS y (d-h) fSampEn sobre la señal EMGdi_{rec} para un sujeto representativo. (d-h) El parámetro fSampEn es calculado para valores de $m = 1$ (columna izquierda) y $m = 2$ (columna derecha) utilizando valores de $r = 0.15, 0.30, 0.45, 0.60$ y 0.75 veces la desviación estándar de la señal EMGdi_{rec}. La actividad EMGdi_{rec} representada corresponde a los 60 s de respiración a volumen tidal (menor actividad del diafragma).

La Figura 6. 6 (a) muestra los valores de R entre la señal ENV_i y el uso de los parámetros ARV, RMS y fSampEn para m igual a 1 y 2 en un rango r de 0.01 a 1 evaluados en $EMGdi_n$ a la envolvente inspiratoria correspondiente a volumen corriente. Como se aprecia, para m igual 1 la fSampEn presenta altos valores de R cercanos a 0.8 entre un rango de r de 0.1 a 0.45 para luego disminuir ligeramente y ser menor que fSampEn a m igual a 2. Para m igual a 1 se alcanza un valor estable de correlación alrededor de un valor de r de 0.3. Para el caso de m igual a 2, la fSampEn muestra valores de correlación menores en comparación a m igual a 1 hasta un valor de r igual a 0.4, volviéndose ligeramente superior a partir de r igual a 0.4.

La Figura 6. 6 (b) muestra los valores de R entre la señal ENV_i y el uso de los parámetros ARV, RMS y fSampEn para m igual a 1 y 2 en un rango r de 0.01 a 1 evaluados en $EMGdi_{rec}$ a volumen corriente. Se observa que para ambos valores de m el valor R es similar, excepto en el rango de r entre 0.1 y 0.5 donde a m igual 2 es ligeramente superior. Para m igual a 1 la fSampEn presenta valores R ligeramente superiores entre 0.1 y 0.3 estabilizándose a partir de 0.30. A m igual a 2 la fSampEn presenta un valor máximo de R en r igual a 0.07. La mayor diferencia observada de R entre m 1 y 2 a partir de r igual 0.1 fue de 0.08. Para los diferentes parámetros de entrada, fSampEn fue siempre mayor que ARV y RMS.

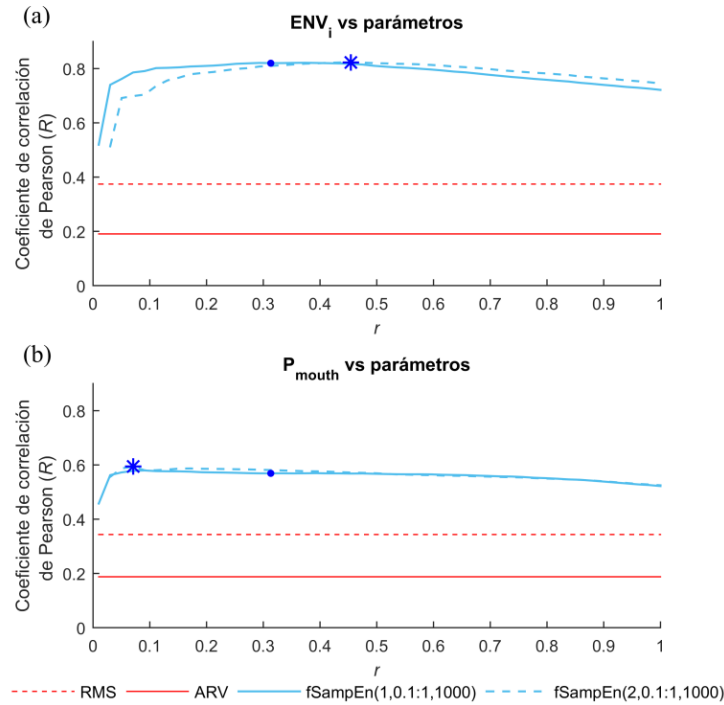


Figura 6. 6 (a) Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal ENV_i y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre $EMGdi_n$ a la envolvente inspiratoria correspondiente a volumen corriente (b) Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal de P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre $EMGdi_{rec}$ a volumen corriente. El parámetro fSampEn fue calculado para valores de $m = 1$ y 2 y para valores de r entre 0.01 y 1 veces la desviación estándar de la señal. Se utilizó una ventana móvil de 1 s (1000 muestras) con incrementos de 0.1 s (100 muestras).

La Figura 6. 7 (a) muestra los valores de R entre la señal ENV_i y el uso de los parámetros ARV, RMS y fSampEn para m igual a 1 y 2 en un rango r de 0.01 a 1 evaluados en $EMGdi_n$ a los niveles de envolvente inspiratoria. Como se observa, para m igual a 1 la fSampEn alcanza un valor estable de correlación alrededor de un valor r igual 0.3, mientras que a m igual a 2, R es ligeramente superior siendo máximo a un valor de r de aproximadamente 0.7.

De manera similar, en la Figura 6. 7 (b), se muestra R entre la P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn para m igual a 1 y 2 en un rango r de 0.1 a 1 en la señal $EMGdi_{rec}$ a todos los niveles de presión inspiratoria. Se aprecia que la fSampEn con m igual a 1 se estabiliza alrededor de r de 0.3, mientras que a m igual a 2, R es ligeramente superior alcanzando un valor máximo en r cercano a 0.8. Nótese que para ambos casos de estudio, fSampEn a m igual a 1 necesita valores más bajos de r en comparación al uso de m igual a 2 para alcanzar una correlación estable y mayor que ARV y RMS. Además, la mayor diferencia observada entre las correlaciones con m 1 y 2 partir de r igual 0.1 fue de 0.03. Por lo reflejado en los resultados a volumen corriente (Figura 6. 6) y al evaluar todos los niveles de carga inspiratoria (Figura 6. 7), en este trabajo, para el estudio de las señales miográficas, al utilizar la fSampEn, hemos fijado los valores de m y r en 1 y 0.3 veces la desviación estándar de la señal, respectivamente.

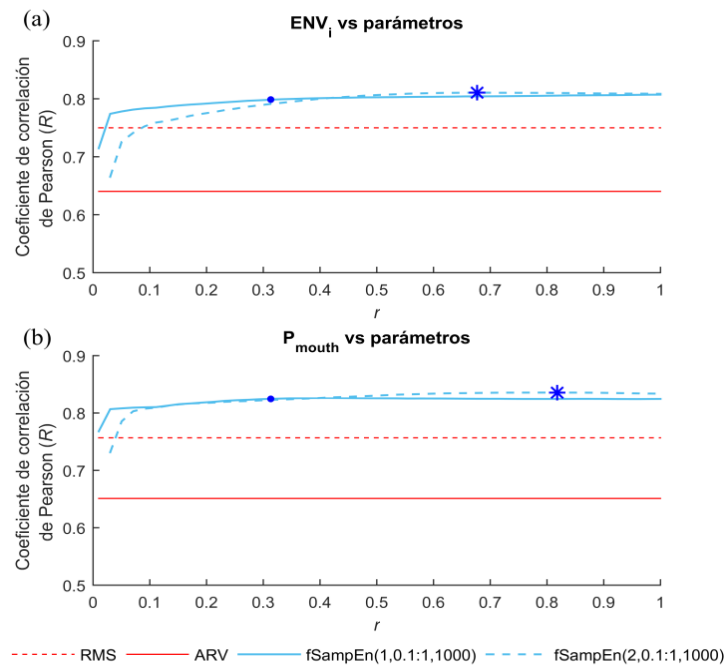


Figura 6. 7 (a) Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal ENV_i y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre $EMGdi_n$ a todos los niveles de envolvente inspiratoria(b) Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal de P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre $EMGdi_{rec}$ a todos los niveles de presión inspiratoria. El parámetro fSampEn fue calculado para valores de $m = 1$ y 2 y para valores de r entre 0.01 y 1 veces la desviación estándar de la señal. Se utilizó una ventana móvil de 1 s (1000 muestras) con incrementos de 0.1 s (100 muestras).

6.3.2 Efecto de la selección del tamaño de la ventana de procesado

En la Figura 6. 8, se muestra (a) la señal $EMGdi_{rec}$ y el uso de los parámetros $fSampEn$, ARV y RMS utilizando ventanas de procesado de 0.1, 0.5, 1, 1.5 y 2 s en incrementos de 0.1 s (Figura 6. 8 b-g). El parámetro $fSampEn$ es calculado para valores de m igual a 1 y r igual a 0.3 veces la desviación estándar de la señal $EMGdi_{rec}$. Como se aprecia, al utilizar la ventana más pequeña de análisis (0.1 s), la señal presenta una alta variación en los tres parámetros en relación al uso de una ventana de análisis de mayor tamaño (2 s). A medida que el tamaño de la ventana de procesado aumenta, el uso de los parámetros sobre la señal $EMGdi_{rec}$ produce un mayor suavizado. En todos los casos, la $fSampEn$ muestra una menor sensibilidad al efecto de ruido ECG respecto a ARV y RMS.

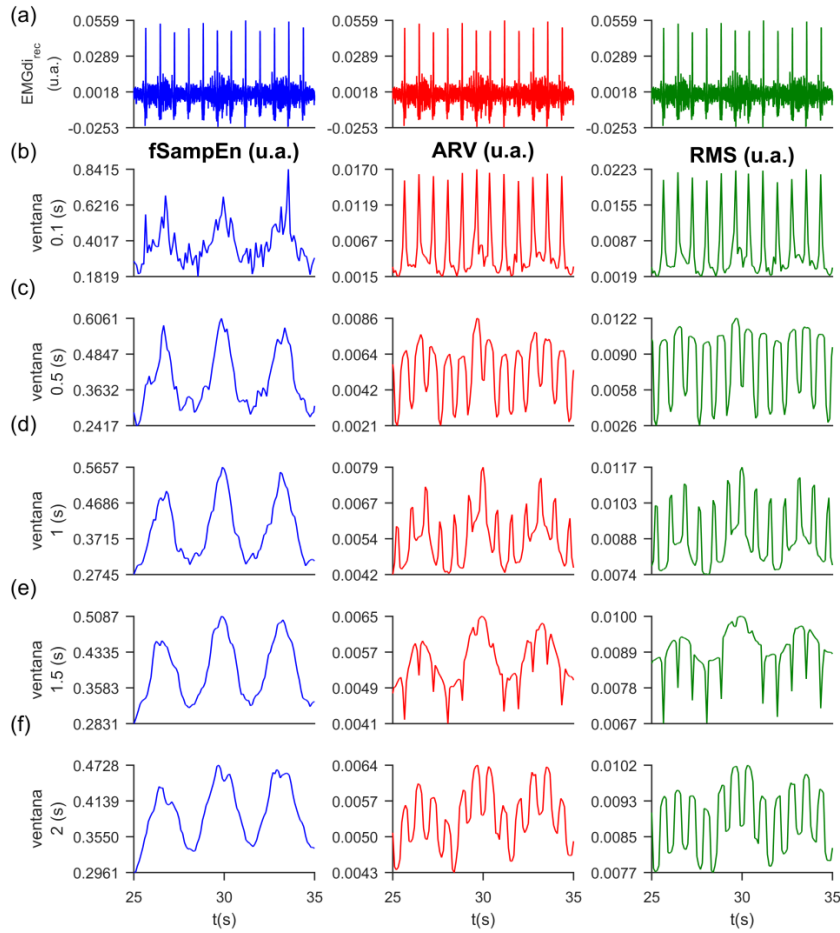


Figura 6. 8 (a) Señal $EMGdi_{rec}$ y la y la evolución de $fSampEn$ (columna izquierda), ARV (columna del medio) y RMS (columna derecha) sobre la señal $EMGdi_{rec}$ para un sujeto representativo, utilizando diferentes tamaños de ventana de procesamiento de: (b) 0.1 s, (c) 0.5 s, (d) 1 s, (e) 1.5 y (f) 2s con incrementos de 0.1 s. El parámetro $fSampEn$ es calculado para valores de $m = 1$ y $r = 0.30$ veces la desviación estándar de la señal $EMGdi_{rec}$. La actividad $EMGdi_{rec}$ evaluada corresponde a 10 s de respiración a volumen tidal (menor actividad del diafragma).

Es importante mencionar además que la variación observada a través del cálculo de ARV y RMS depende del número de complejos QRS que se analicen en una ventana determinada. El período cardíaco estimado sobre señal $EMGdi_{rec}$, utilizando el valor pico de la onda R del complejo QRS se mantuvo casi constante y fue de 0.79 ± 0.01 s para este estudio.

Como se muestra en la Figura 6. 8 b y c, los parámetros ARV y RMS presentan valores de pico máximos que coinciden con los máximos del de la onda R en complejo QRS. Esto se debe a que el tamaño de las ventanas de análisis (0.1 y 0.5 s, respectivamente) son menores que el período cardíaco reportado y por lo tanto se evalúa un solo complejo QRS. En la Figura 6. 8 d y e, los parámetros ARV y RMS presentan valores mínimos que coinciden con los máximos del complejo QRS, en comparación a lo observado en la Figura 6. 8 b y c. En este caso, el tamaño de las ventanas de análisis (1 y 1.5 s, respectivamente) fueron mayores que el período cardíaco. Al coincidir dentro de una ventana de análisis dos complejos QRS sucesivos los parámetros ARV y RMS reflejan un mayor valor.

Finalmente, en la Figura 6. 8 (f) en donde se utilizó una ventana de análisis de 2 s los parámetros ARV y RMS presentan nuevamente valores máximos que coinciden con los máximos del complejo QRS de la misma manera que sucedió en la Figura 6. 8 b y c. Esto es debido a que en la ventana de análisis coincidieron tres complejos QRS. La R de Pearson fue calculada entre la señal P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre la señal $EMGdi_{rec}$, utilizando diferentes ventanas, que van desde 0.1 s a 2 s con incrementos de 0.1 s. La Figura 6. 9 muestra de manera global el valor de R al utilizar los parámetros (a) ARV, (b) RMS y (c) fSampEn a diferentes tamaños de ventana de procesamiento en las distintas cargas inspiratorias evaluadas. La fSampEn mostró los mayores valores de R así como una distribución mucho más uniforme de estos en comparación a los parámetros clásicos.

Se observa además que tanto los valores de R alcanzados por ARV y RMS presentan un comportamiento cuasi periódico en sus resultados a medida que incrementa el tamaño de la ventana de procesamiento, alcanzando valores de pico en las ventanas centradas en 0.8 y 1.6 s a lo largo de las diferentes cargas inspiratorias. Esto puede ser debido a que la ventana de 0.8 s dura casi como un período cardíaco (0.79 s) lo cual maximiza los valores R de correlación. De manera similar ocurre con la ventana de 1.6 s la cual es aproximadamente el doble del período cardíaco.

Es notable que los valores de R tienen valores meseta alrededor de una ventana de 1.2 s de duración correspondiente a la mitad de los dos valores picos señalados. Nuevamente y por lo anteriormente descrito se resalta la alta dependencia de los valores de R al utilizarse diferentes tamaños de ventana de procesamiento. Asumiendo una periodicidad de los valores de R al utilizarse los parámetros ARV y RMS estos presentan valores picos y mesetas aproximadamente en ventanas de procesamiento dadas por:

$$\text{valores pico} : T_c + kT_c; k \geq 0 \quad (6.1)$$

$$\text{valores meseta} : \begin{cases} 0 \\ \frac{3}{2}T_c + (k-1)T_c; k \geq 1 \end{cases} \quad (6.2)$$

donde T_c es el período cardíaco y k es un número entero.

La Figura 6. 9 muestra además las marcas de los valores máximos de R alcanzados por los tres parámetros en cada carga inspiratoria.

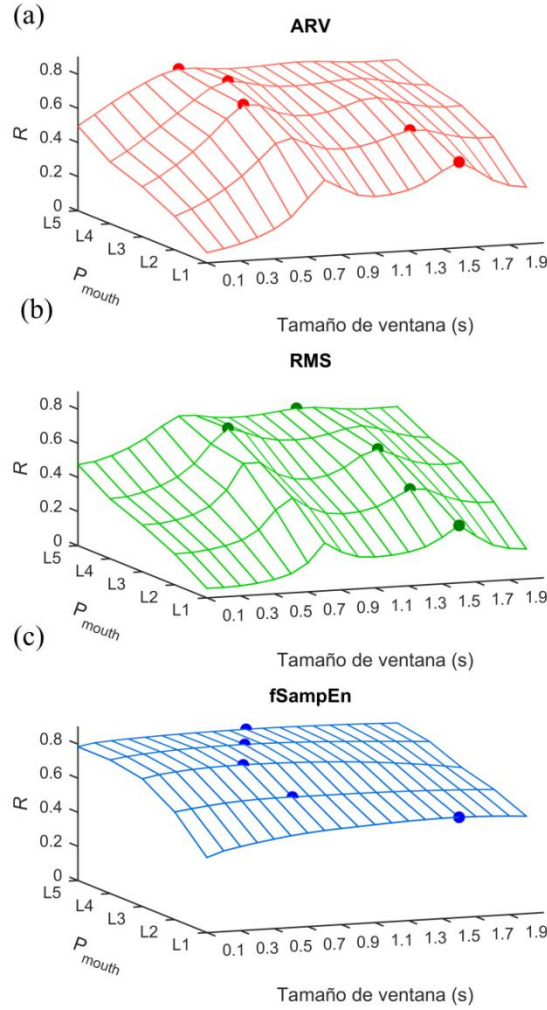


Figura 6. 9 Evolución del coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre la señal EMGdi_{rec} a diferentes tamaños de ventana que van desde 0.1 s a 2 s con incrementos de 0.1s en la señal registrada en un sujeto representativo. Los valores de R son calculados a diferentes niveles de amplitud de P_{mouth} . De L1 a L5: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente.

La Tabla 6. 5 muestra los valores máximos de R junto a la ventana de procesado utilizada sobre los parámetros ARV, RMS y fSampEn a diferentes niveles de carga inspiratoria. Como se aprecia, ARV y RMS obtuvieron valores promedio de R de 0.69 y 0.58, mientras que fSampEn un valor de 0.74. Las ventana promedio de procesado de fSampEn estuvo centrada en 1.02 s, seguida de ARV con una ventana de 1.06 s, mientras que RMS tuvo una ventana de 1.36 s.

Es importante señalar que a la carga más baja (volumen corriente) los tres parámetros alcanzaron un valor de R máximo en una ventana de 1.6 s. Esto puede deberse a la alta persistencia de la actividad ECG sobre los tres parámetros, siendo menos notorio en sobre la fSampEn (Figura 6. 9).

Tabla 6. 5 Valores máximos de correlación de Pearson (R) y la ventana de procesado utilizada para la selección de una ventana óptima de procesado de señales EMGdi

Carga	ARV		RMS		fSampEn	
	R	Ventana (s)	R	Ventana (s)	R	Ventana (s)
L1	0.50	1.60	0.34	1.60	0.59	1.60
L2	0.62	1.50	0.48	1.50	0.68	0.80
L3	0.74	0.70	0.64	1.50	0.80	0.70
L4	0.80	0.80	0.72	0.80	0.83	0.90
L5	0.80	0.70	0.73	1.40	0.83	1.10
media \pm SD	0.69 ± 0.13	1.06 ± 0.45	0.58 ± 0.17	1.36 ± 0.32	0.74 ± 0.11	1.02 ± 0.36

SD: desviación estándar. De L1 a L5: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. R : coeficiente de correlación de Pearson.

El tamaño de la ventana de análisis afecta menos a la fSampEn a diferencia de los parámetros clásicos de amplitud. Esto se verifica al evaluar la correlación de la P_{mouth} y el uso de los diferentes parámetros sobre la señal EMGdi_{rec} a diferentes tamaños de ventana. La distribución de los datos R para los parámetros evaluados se presenta en Figura 6. 10 mediante la representación en un diagrama de cajas. Como se puede apreciar, los valores de correlación R de todos los parámetros aumentan a medida que aumenta la carga inspiratoria. En términos generales, la fSampEn alcanzó los mayores valores medios de R en cada carga inspiratoria al ser comparado con los valores medios de R tanto de ARV como de RMS.

A volumen tidal, ARV y RMS presentaron las medias más bajas con valores de R de 0.34 y 0.18 respectivamente, mientras que fSampEn tuvo un valor medio de R de 0.57. Los valores máximos fueron observados a la carga de 33 cmH₂O, con un valor medio de R de 0.78 y

0.70 para ARV y RMS respectivamente y superados siempre por la fSampEn que alcanzó un valor de 0.82. A diferencia de la fSampEn, ARV y RMS mostraron un mayor rango intercuartílico y una mayor cantidad de valores atípicos. Como se ha expuesto anteriormente, el uso de ventanas de procesamiento cercanas a 1 s de duración muestran los mayores valores de correlación a diferentes niveles de carga inspiratoria. En este trabajo se ha propuesto el uso de una ventana procesada ajustada a 1 s.

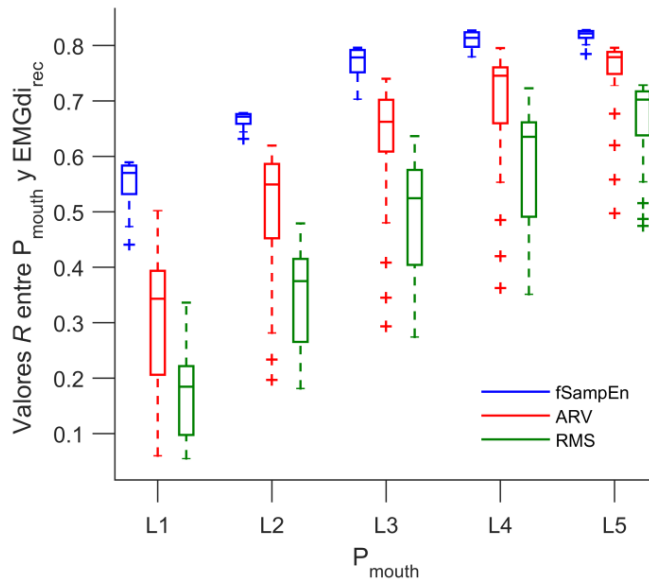


Figura 6.10 Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre la señal $EMGdi_{rec}$ a diferentes tamaños de ventana que van desde 0.1 s a 2 s con incrementos de 0.1 s en la señal registrada en un sujeto representativo. Los valores de R son calculados a diferentes niveles de amplitud de P_{mouth} . El parámetro fSampEn es calculado para valores de $m = 1$ y $r = 0.30$ veces la desviación estándar de la señal. De L1 a L5: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H_2O , respectivamente. Los datos son representados en un diagrama de cajas donde se muestra la mediana, los cuartiles, los valores extremos y atípicos.

6.3.3 Efecto del número de muestras N sobre la ventana de procesamiento

En la Figura 6.11, se muestra (a) la señal $EMGdi_{rec}$ y el uso de los parámetros (b) ARV, (b) RMS y (c) fSampEn a las frecuencias de muestreo representativas de 500, 1000, 1500 y 2000 Hz. Todos los parámetros fueron calculados utilizando una ventana de procesamiento de 1 s con incrementos de 0.1 s considerando el diezmado de la frecuencia de muestreo original. Por lo tanto, el número de muestras N evaluadas en 1 s fue de 500, 1000, 1500 y 2000. El parámetro fSampEn es calculado para valores de $m = 1$ y $r = 0.30$ veces la desviación estándar de la señal $EMGdi_{rec}$. Como se observa, tanto en ARV como en RMS, la variación debido al efecto del

diezmado sobre la señal $EMGdi_{rec}$ es prácticamente nula. No obstante, para el caso de la $fSampEn$, conforme disminuye la frecuencia de muestreo, ésta presenta un incremento en su nivel medio (offset) y amplitud (escala).

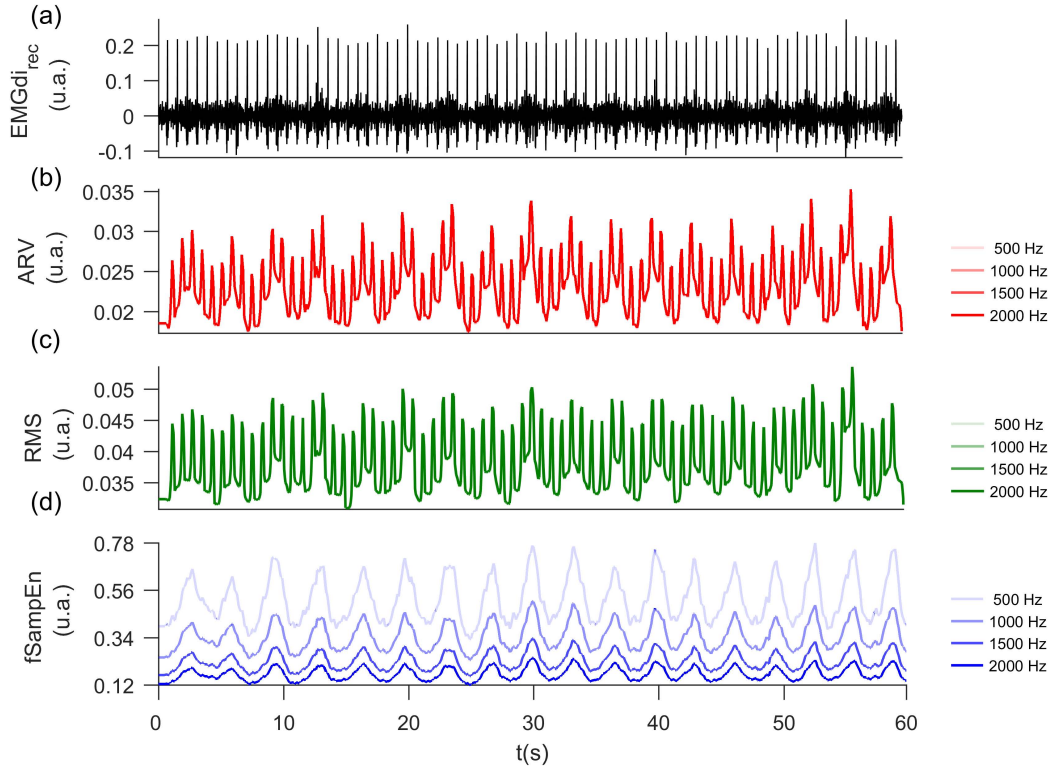


Figura 6. 11 (a) Señal $EMGdi_{rec}$ y la evolución de los parámetros (b) ARV, (b) RMS y (c) $fSampEn$ sobre la señal $EMGdi_{rec}$ muestreadas a 500, 1000, 1500 y 2000 Hz en un sujeto representativo. Los parámetros fueron calculados utilizando una ventana móvil de 1 s con incrementos de 0.1 s. El parámetro $fSampEn$ es calculado para valores de $m = 1$ y $r = 0.30$ veces la desviación estándar de la señal $EMGdi_{rec}$. La actividad $EMGdi_{rec}$ evaluada corresponde a los 60 s de respiración a volumen tidal (menor actividad del diafragma).

El efecto de remuestrear la señal $EMGdi_{rec}$ y por lo tanto disminuir el número de muestras N sobre el desempeño de los parámetros ARV, RMS y $fSampEn$ en cada nivel de carga inspiratoria fue evaluado calculando la media y la desviación estándar en cada incremento de la carga inspiratoria. Como se aprecia en la Figura 6. 12, para los tres parámetros, la media y la desviación estándar fue mayor al ser mayor la carga inspiratoria. Los estimadores clásicos de amplitud mostraron valores medios y de desviación estándar constante en los diferentes valores de frecuencia de muestreo. El ARV tuvo un valor promedio entre los 0.02 y 0.03 y una desviación estándar entre 0.0035 y 0.009 (Figura 6. 12 a y b, respectivamente). El RMS mostró un valor promedio entre los 0.04 y 0.045 y una desviación estándar entre 0.005 y 0.01 (Figura 6. 12 c y d, respectivamente). No obstante, para $fSampEn$ se observó que tanto la media como la

desviación estándar disminuyen conforme la frecuencia de muestreo es mayor. La media se encuentra en un rango de 0.17 y 0.89 mientras que la desviación estándar se encuentra en un rango de 0.03 y 0.28 (Figura 6. 12 e y f, respectivamente).

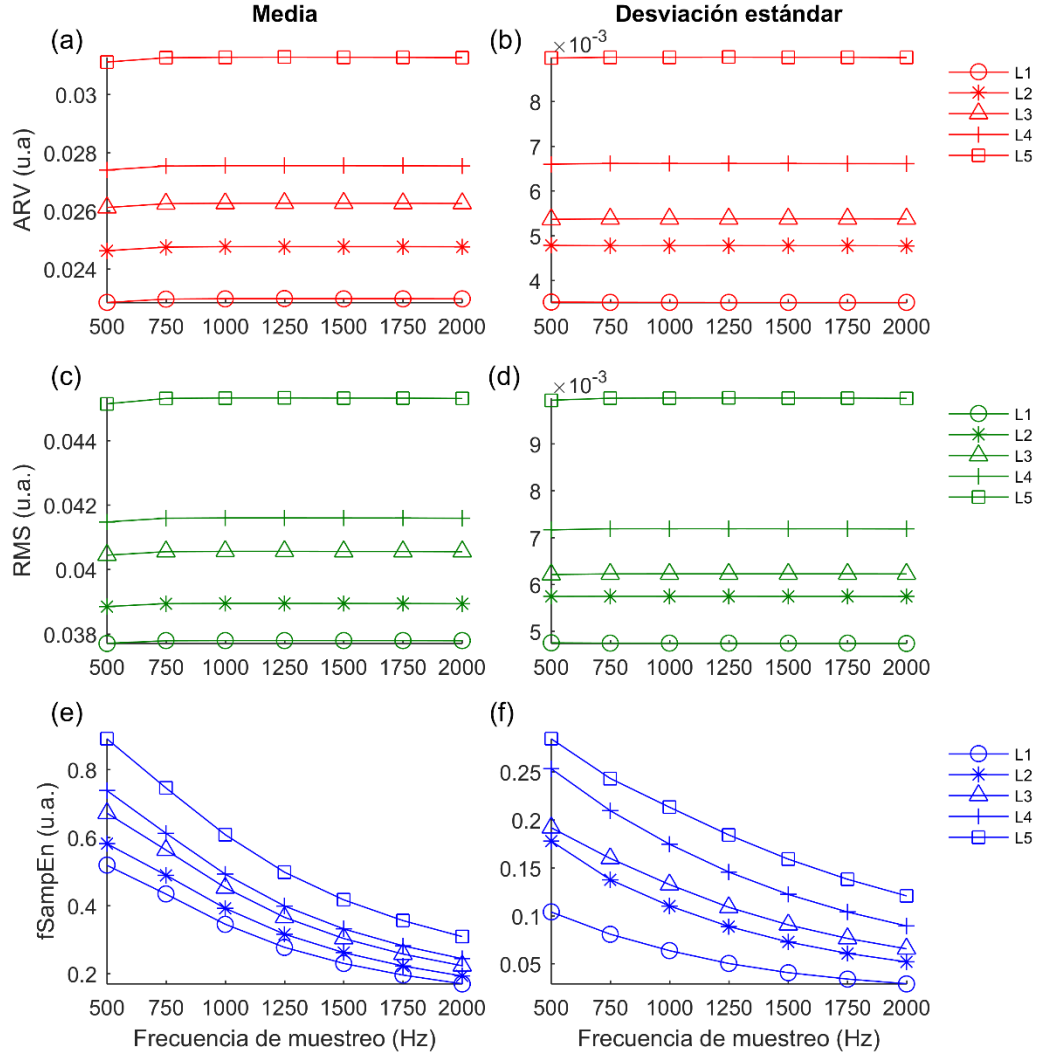


Figura 6. 12 Valor medio (columna izquierda) y desviación estándar (columna derecha) de los parámetros (a y b) ARV, (c y d) RMS y (e y f) fSampEn sobre la señal EMGdi_{rec} a las frecuencias de 500, 750, 1000, 1250, 1500, 1750 y 2000 Hz en un sujeto representativo. El valor medio y la desviación estándar fueron evaluados a los diferentes niveles de carga inspiratoria, de L1 a L5 y correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente.

La variación observada en el valor medio y en la desviación estándar al utilizar la fSampEn sobre la señal EMGdi_{rec} muestreada a diferentes valores de frecuencia limita su evaluación. Es por ello que se necesita una etapa que ajuste los resultados obtenidos con la

fSampEn previo a su comparación con otras señales. Para tal fin, se propone obtener una versión de la fSampEn normalizada ($fSampEn_{norm}$) de acuerdo a:

$$fSampEn_{norm} = \frac{fSampEn - \mu}{\sigma} \quad (6.3)$$

donde μ y σ son el valor promedio y la desviación estándar de la fSampEn, respectivamente.

Para tal fin, primero se extrae la media de la fSampEn y luego se escala dividiendo por su desviación estándar, de manera tal que la fSampEn tenga media cero y desviación estándar uno.

En la Figura 6. 13, se muestra el efecto de normalizar la fSampEn calculada sobre la EMGdi_{rec} y muestreada a (a) 500 Hz, (b) 1000 Hz, (c) 1500 Hz y (d) 2000 Hz. Estos segmentos de señal son los mostrados en la Figura 6. 11 (d) y correspondientes a la menor actividad del diafragma, registrada a volumen tidal. Como se aprecia, la normalización de la fSampEn obtenida a diferentes valores de frecuencia de muestreo permite su comparación directa reduciendo de esta manera el problema del offset y el escalado para este caso.

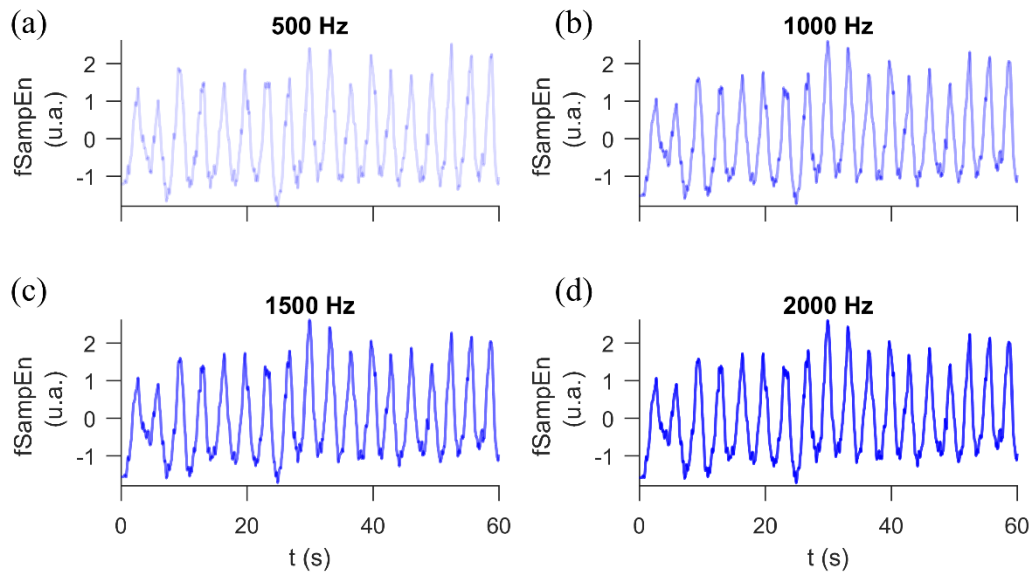


Figura 6. 13 Parámetro fSampEn calculado sobre la señal EMGdi_{rec} muestreada a las frecuencias de (a) 500 Hz, (b) 1000 Hz, (c) 1500 Hz y (d) 2000 Hz y posteriormente normalizado ($fSampEn_{norm}$). La actividad EMGdi_{rec} evaluada corresponde a los 60 s de respiración a volumen tidal (menor actividad del diafragma) mostrada en la Figura 6. 11 (d). $fSampEn_{norm}$ se obtuvo al restar su media y luego dividir por su desviación estándar.

En la Figura 6. 14, se muestra la media y la desviación estándar de la R de Pearson entre la señal P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre la señal EMGdi_{rec} y diezmadadas desde los 2000 Hz hasta los 250 Hz en intervalos de 250 Hz. Como se aprecia, el

valor R promedio de la $fSampEn$ fue siempre mayor en comparación a los valores de R promedio obtenidos por ARV y RMS al ser comparados en cada nivel de carga inspiratoria. Sin embargo, y de manera general, a diferencia de estos dos últimos, la $fSampEn$ mostró ligeramente una mayor dispersión de sus valores de correlación a lo largo de la prueba respiratoria.

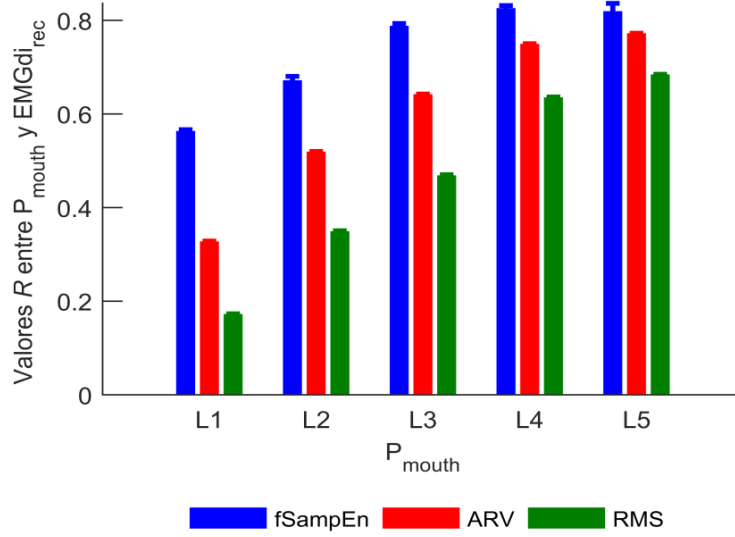


Figura 6. 14 Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y $fSampEn$ calculados sobre la señal $EMGdi_{rec}$ submuestreada desde los 2000 Hz hasta los 250 Hz en intervalos de 250 Hz. Se utilizó una ventana móvil de 1 s con incrementos de 0.1 s en todos los parámetros. De L1 a L5: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. Los datos se presentan como la media \pm desviación estándar.

6.3.4 Tiempo de cómputo al utilizar la $fSampEn$ en señales EMGdi

La Figura 6. 15 muestra el tiempo de ejecución de la $fSampEn$ al utilizar un valor de m igual a 1 y 2, y una r de 0.3 veces la desviación estándar de la señal $EMGdi_{rec}$ evaluada a diferentes valores de N entre 100 y 2000 muestras. Como puede apreciarse, el tiempo de ejecución de la $fSampEn$ para ambos valores m fue similar hasta alrededor de las 500 muestras. Luego, el tiempo de ejecución de la $fSampEn$, para un valor de m igual a 2 incrementó mucho más rápido que al utilizar m igual a 1. Aplicando un ajuste de regresión podemos observar que el tiempo de ejecución para m igual a 1 y 2 está dada por:

$$m = 1: \quad T_{ej} = 0.0002N^2 + 0.097N + 4 \quad (6.4)$$

$$m = 2: \quad T_{ej} = 0.00026N^2 + 0.11N - 1.2 \quad (6.5)$$

donde T_{ej} y N son el tiempo de ejecución y N el número de muestras.

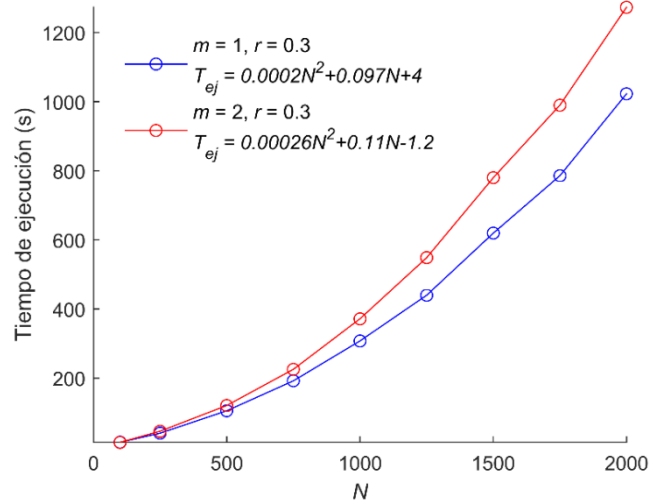


Figura 6. 15 Evaluación del tiempo de ejecución (T_{ej}) de la fSampEn sobre la señal EMGdi_{rec}. La fSampEn se calcula utilizando valores de m igual a 1 y 2, con una r de 0.3 veces la desviación estándar de la señal EMGdi_{rec} y utilizando diferentes valores de N entre 100 y 500 muestras. La fSampEn es calculada utilizando una ventana móvil de 1 s con incrementos de 0.1 sobre la señal EMGdi_{rec}.

La fSampEn muestra una complejidad computacional similar al de la SampEn debido a que ambas poseen la misma estructura algorítmica. La Figura 6. 16 a y b muestra de manera global el tiempo de ejecución de la fSampEn para valores de m igual a 1 y 2, respectivamente, en un rango de r de 0.01 a 1 veces la desviación estándar de la señal EMGdi_{rec} y evaluados a diferentes valores de N entre 100 a 2000 muestras.

Así como se observó en el caso particular mostrado en la Figura 6. 15, la fSampEn incrementa con el aumento de N para todas las combinaciones de m y r analizadas. Se observa además que el tiempo de cómputo es ligeramente mayor en un rango de r de 0.2 a 0.4 para m igual a 1 y 2.

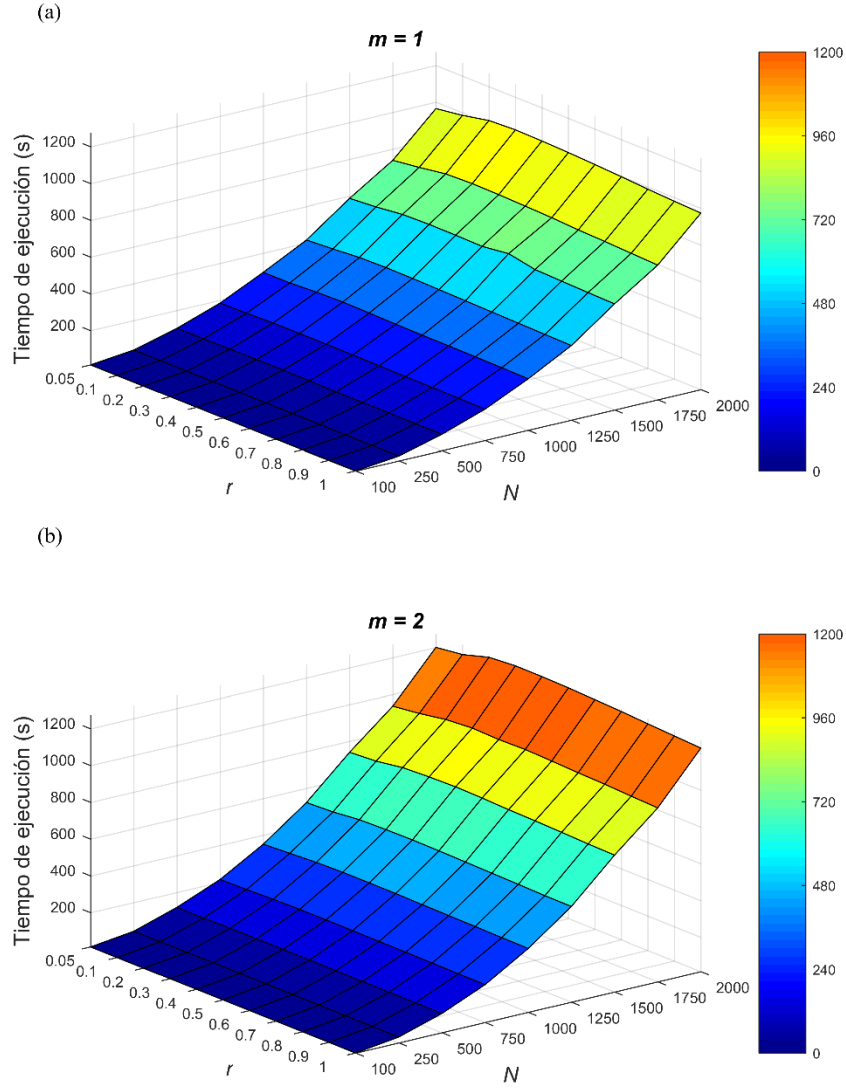


Figura 6. 16 Evaluación del tiempo de cómputo al utilizar la fSampEn sobre la señal EMGdi_{rec} para un valor de (a) $m = 1$ y (b) $m = 2$ evaluados en un rango de r entre 0.05 y 1 veces la desviación estándar de la señal EMGdi_{rec} y diferentes valores de N entre 100 y 2000 muestras. La fSampEn se evalúa utilizando una ventana de análisis de 1 s con incrementos de 0.1 s.

6.3.5 Evolución del parámetro fSampEn en señales EMGdi sintéticas

La Figura 6. 17 ilustra (a) la ENV_i, (b) la señal EMGdi_n, y la evolución de los parámetros (c) ARV, (d) RMS y (e) fSampEn para las señales EMGdi_s (línea azul) y EMGdi_n (línea roja), en un sujeto representativo. Se puede observar que la influencia del ECG es mucho más notable en los parámetros clásicos de amplitud RMS, ARV que en el fSampEn. Un resultado sin presencia de actividad ECG puede considerarse como ideal y fue utilizado para determinar la evolución periódica de los parámetros debido a la actividad EMGdi (sin interferencia cardíaca). A medida que la amplitud de la envolvente sintética aumenta las

componentes de la señal $EMGdi$ incrementan en relación a la señal $EMGdi_{hold}$ y la respuesta de los parámetros se aproxima a la respuesta ideal. Los gráficos de la izquierda representan un zoom de la respiración a volumen corriente sobre un intervalo de 10 s y correspondiente al caso con menos actividad del diafragma. En sujetos normales, el volumen corriente se refiere a la cantidad de aire inhalado y exhalado con cada respiración, en reposo (sin ninguna carga inspiratoria).

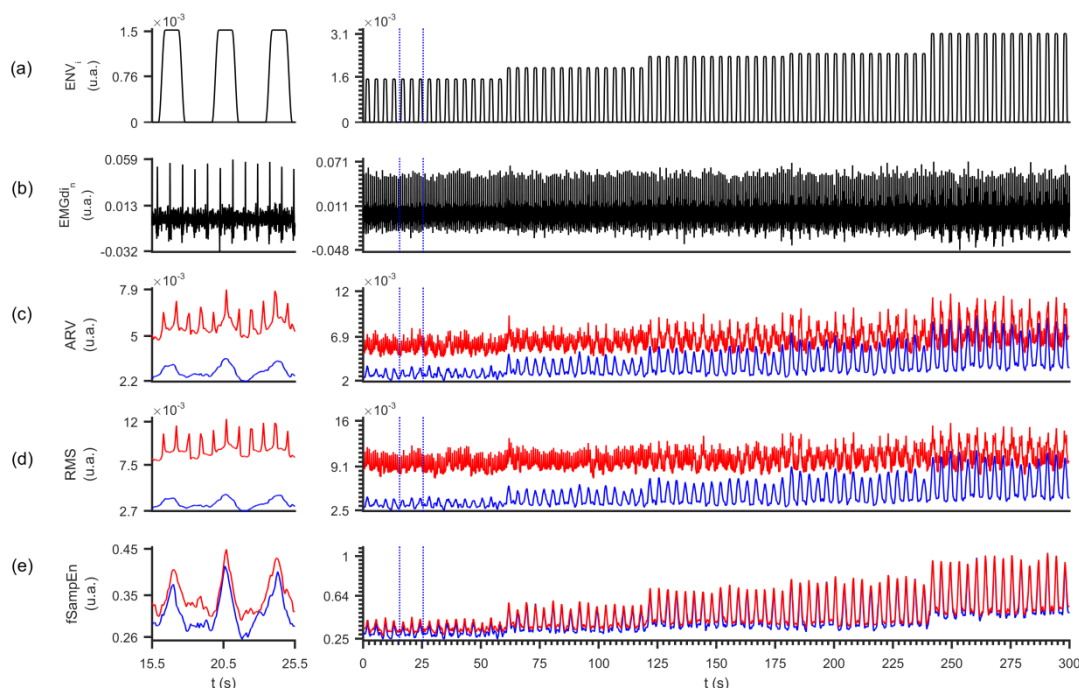


Figura 6. 17 Señales sintéticas con diferentes niveles de amplitud envolvente. (a) señal ENV_i , (b) señal $EMGdi_n$ y la evolución de (c) ARV, (d) RMS y (e) $fSampEn$ sobre las señales $EMGdi_s$ (línea azul) y $EMGdi_n$ (línea roja). La columna de la izquierda corresponde a 10 s de respiración a volumen tidal (entre guiones verticales de color azul de la columna derecha) y correspondiente al caso de menor actividad del diafragma. Los parámetros fueron evaluados utilizando una ventana de análisis de 1 s con incrementos de 0.1 s.

6.3.6 Efecto del ruido ECG en las señales $EMGdi$ sintéticas

Las Figura 6. 18 (a) y (b) representan, respectivamente, la media y la desviación estándar de los valores de R y ρ entre los parámetros ARV, RMS y $fSampEn$ calculados sobre las señales $EMGdi_s$ y $EMGdi_n$ a diferentes amplitudes de envolvente. Los valores de R y ρ nos permiten evaluar el efecto del ruido cardíaco en los parámetros estimados. Se observó que tanto R como ρ aumentan a medida que la amplitud aumenta, aunque el aumento en ρ es más

pronunciado. La fSampEn alcanzó los valores más altos de R a lo largo del análisis, seguido de los parámetros ARV y RMS.

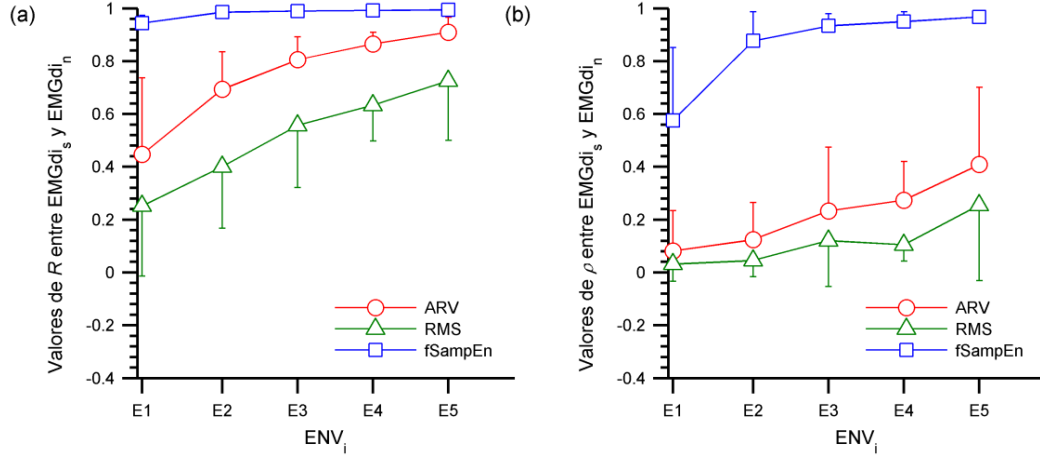


Figura 6. 18 (a) Coeficiente de correlación de Pearson (R) y (b) coeficiente de concordancia de Lin (ρ) entre los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados usando una ventana móvil de 1 s sobre las señales EMGdi_s y EMGdi_n a diferentes niveles de amplitud de la ENV_i. De E1 a E5: amplitudes de ENV_i correspondientes al volumen tidal, y las cargas inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. Los datos se presentan como la media \pm desviación estándar a través de las señales sintéticas generadas para los cinco sujetos.

Se observó una correlación moderada (la más débil) para el RMS a volumen corriente (0.25 ± 0.24) y se observó además una muy fuerte correlación a 33 cm H₂O para la fSampEn (0.99 ± 0.003). Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.01$) entre los valores de R de la fSampEn y el ARV, y la fSampEn y el RMS, para todos los niveles de amplitud de envolvente. Los valores más altos de ρ en todo el análisis fueron obtenidos nuevamente por la fSampEn seguido de los parámetros ARV y RMS. A 33 cm H₂O la fSampEn tuvo una sustancial concordancia (0.97 ± 0.02). Se encontró una diferencia significativa con una $p = 0.016$ entre los valores de ρ de la fSampEn y el ARV en el nivel de amplitud correspondiente a volumen corriente. Para el resto de los valores de ρ se encontraron diferencias significativas con un $p < 0.01$ entre fSampEn y ARV, y entre fSampEn y RMS.

La Figura 6. 19 muestra la media y la desviación estándar de los valores de R entre los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre señales EMGdi_s y ENV_i (Figura 6. 19 (a)) y entre los parámetros calculados sobre señales EMGdi_n y ENV_i (Figura 6. 19 (b)), a diferentes amplitudes de envolvente. Los valores de R nos permiten evaluar la capacidad de los parámetros para estimar el comportamiento cíclico de la amplitud de la señal EMGdi.

Cuando la señal EMGdi no presenta interferencia ECG, los valores de R son generalmente altos, lo que indica que todos los parámetros estaban muy fuertemente

correlacionados. No se encontraron diferencias significativas entre los valores de R de fSampEn y ARV, y de fSampEn y RMS. En cambio, cuando hay interferencia ECG, los valores de R son más bajos aumentando con el incremento en amplitud de la señal electromiográfica. En este caso, fSampEn obtuvo el mayor valor de R , logrando valores medios siempre mayores a 0.85. Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.01$) entre los valores R de fSampEn y ARV y fSampEn y RMS, para todos los niveles de amplitud de envolvente.

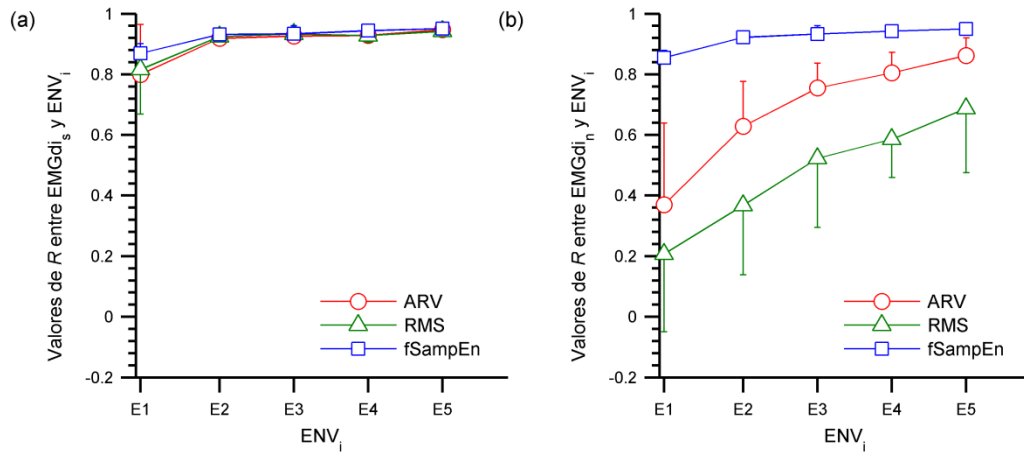


Figura 6. 19 Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal de ENV_i y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados utilizando una ventana móvil de 1 s sobre (a) la señal $EMGdi_s$ y (b) la señal $EMGdi_n$. Los valores de R son calculados a diferentes niveles de amplitud de la ENV_i . De E1 a E5: amplitudes de ENV_i correspondientes al volumen tidal, y las cargas inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H_2O , respectivamente. Los datos se presentan como la media \pm desviación estándar a través de las señales sintéticas generadas para los cinco sujetos.

6.3.7 Evolución del parámetro fSampEn en señales EMGdi registradas

La Figura 6. 1 ilustra las señales (a) P_{mouth} y (b) $EMGdi_{rec}$, y la evolución de (c) ARV, (d) RMS y (e) fSampEn evaluadas sobre la señal $EMGdi_{rec}$, para el sujeto representado en la Figura 6. 17. Se puede observar que la interferencia ECG fue más notable para los parámetros clásicos de amplitud ARV y RMS, en comparación al efecto sobre fSampEn, similar a los resultados obtenidos para la señal $EMGdi_n$ como se muestra en la . Por otra parte, a medida que la carga inspiratoria aumenta el contenido EMGdi es mayor y la respuesta de parámetro está menos influenciada por el ECG. Los gráficos de la izquierda representan un zoom de la respiración a volumen corriente sobre un intervalo de 10 s y como se ha señalado anteriormente corresponden al caso con menos actividad del diafragma.

Durante la respiración a volumen corriente, fSampEn tuvo un mejor desempeño (menos influenciado por el ECG) sobre la señal $EMGdi_{rec}$ que en la señal $EMGdi_n$, mientras que ARV y RMS obtuvieron los peores resultados.

6.3.8 Efecto del ruido ECG en las señales EMGdi registradas

La Figura 6. 20 representa la media y la desviación estándar de los valores de correlación R de las señales P_{mouth} y $\text{EMGdi}_{\text{rec}}$ para los parámetros ARV, RMS y fSampEn a diferentes cargas inspiratorias. Los valores R de correlación aumentan a medida que aumenta la carga; el cual es un comportamiento similar al que se observa en las señales sintéticas (Figura 6. 19 (b)). Una vez más, los valores de R más altos se obtuvieron con fSampEn. Los valores medios para este parámetro siempre fueron superiores a 0.38. Es importante señalar que el análisis de concordancia no se llevó a cabo en esta sección ya que la concordancia mide el acuerdo entre los datos estimados por diferentes métodos.

Al comparar los valores R de la fSampEn con ARV, se encontraron diferencias significativas a 17 y 33 cm de H_2O ($p < 0.05$), pero no se encontraron diferencias significativas a volumen corriente ($p = 0.5$), 9 cm de H_2O ($p = 0.06$) y 25 cm de H_2O ($p = 0.09$). Al comparar los valores R de la fSampEn con RMS, se encontraron diferencias significativas ($p < 0.01$) para todos los niveles de carga inspiratoria.

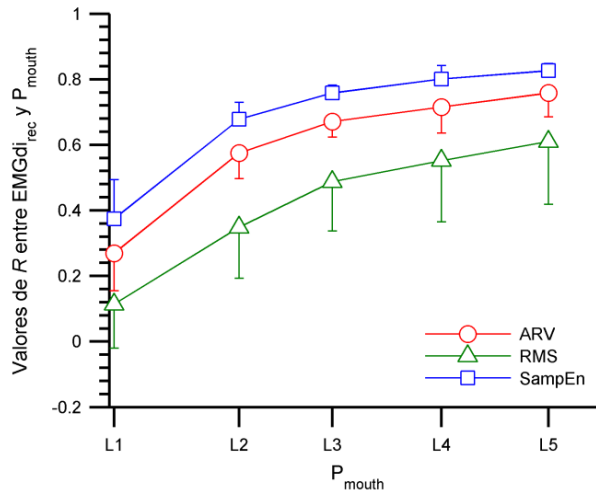


Figura 6. 20 Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal P_{mouth} y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados utilizando una ventana móvil de 1 s sobre la señal $\text{EMGdi}_{\text{rec}}$. Los valores de R son calculados a diferentes niveles de amplitud de P_{mouth} . De L1 a L5: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H_2O , respectivamente. Los datos se presentan como la media \pm desviación estándar a través de las señales registradas en los cinco sujetos.

6.3.9 Evaluación del impulso neural respiratorio

Para investigar la habilidad de los parámetros EMGdi en describir el NRD, analizamos la variación de los valores máximos de ARV, RMS y fSampEn obtenidos en cada ciclo respiratorio. Todos los parámetros fueron normalizados por el valor medio a la envolvente de

amplitud/carga inspiratoria más baja. Como se muestra en la Figura 6. 21, los valores máximos de todos los parámetros aumentan a medida que aumenta la amplitud/carga.

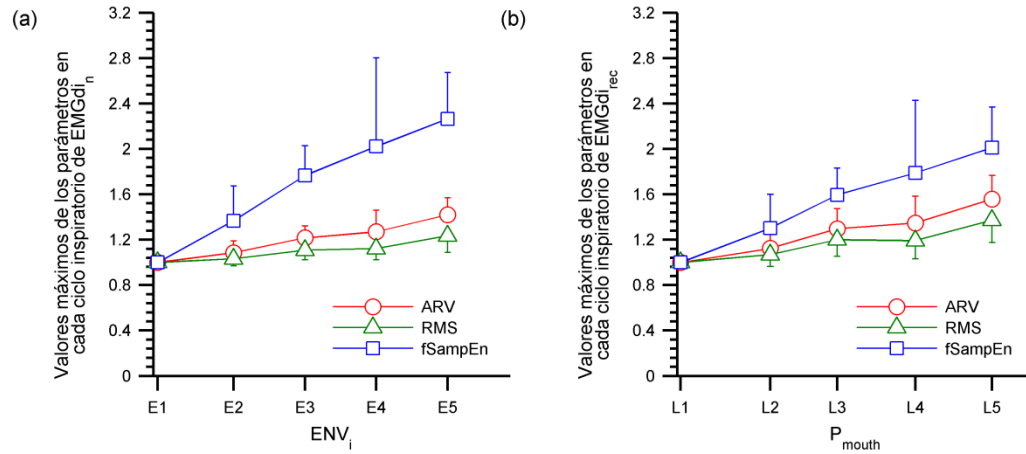


Figura 6. 21 Evaluación del impulso neural respiratorio. Los parámetros ARV, RMS y fSampEn fueron calculados utilizando una ventana móvil de 1 s sobre (a) la señal EMGdi_n y (a) la señal EMGdi_{rec}. Los parámetros son calculados a diferentes niveles de amplitud de ENV_i y P_{mouth}, respectivamente, y se normalizaron con el primer valor medio. De E1 a E5: amplitudes de ENV_i correspondientes al volumen tidal, y las cargas inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. De L1 a L5: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. Los datos se presentan como la media \pm desviación estándar a través de las señales sintéticas generadas para los cinco sujetos, y a través de las señales registradas en los cinco sujetos.

6.3.10 Evolución del parámetro fSampEn en señales EMGdi sintéticas con arritmias

La Figura 6. 22 ilustra (a) la ENV_i, (b) la señal EMGdi_{na}, y la evolución de los parámetros (c) ARV, (d) RMS y (e) fSampEn para las señales EMGdi_s (línea azul) y EMGdi_{na} generada con arritmias de tipo supraventricular (línea roja), en un sujeto representativo. Como se aprecia, la influencia de las arritmias de tipo supraventricular es considerable alta en los parámetros clásicos de amplitud RMS y ARV que en la fSampEn al ser comparados con los resultados de la Figura 6. 17 (actividad cardíaca sin arritmias). A medida que la amplitud de la envolvente sintética aumenta las componentes de la señal EMGdi incrementan y la respuesta de los parámetros se aproxima a la respuesta ideal (EMGdi_s). Los gráficos de la izquierda representan un zoom de la respiración a volumen corriente sobre un intervalo de 10 s y correspondiente al caso con menos actividad del diafragma.

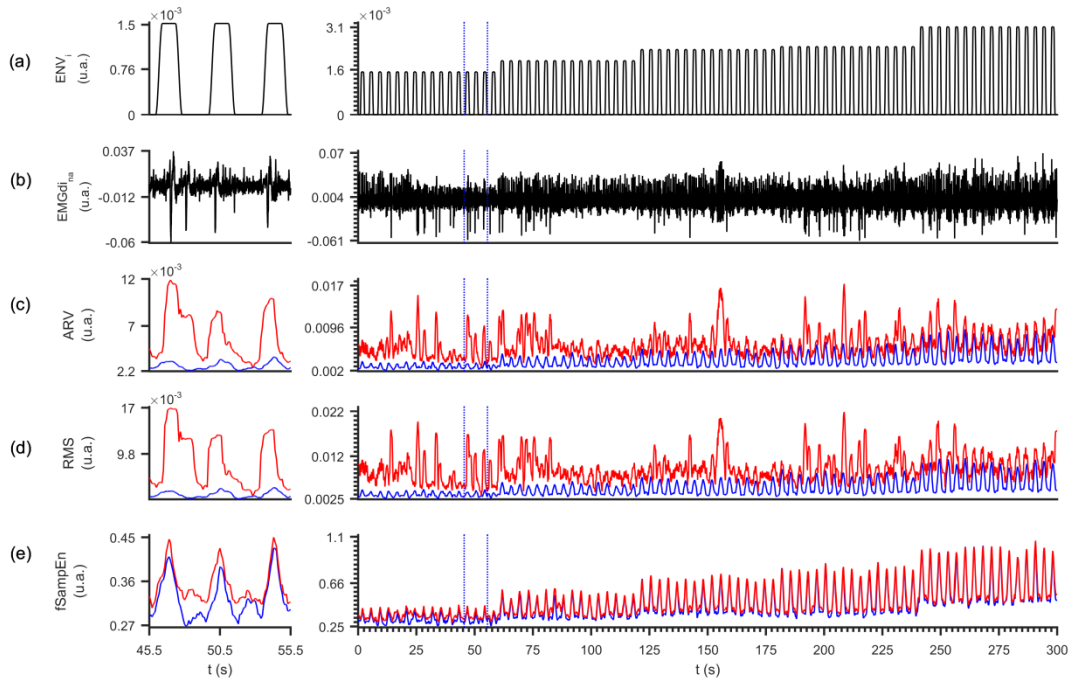


Figura 6. 22 Señales sintéticas con diferentes niveles de amplitud envolvente. (a) señal ENV_i , (b) señal $EMGdi_{na}$ generada con arritmias de tipo supraventricular y la evolución de (c) ARV, (d) RMS y (e) $fSampEn$ sobre las señales $EMGdi_s$ (línea azul) y $EMGdi_n$ (línea roja). La columna de la izquierda corresponde a 10 s de respiración a volumen tidal (entre guiones verticales de color azul de la columna derecha) y correspondiente al caso de menor actividad del diafragma. Los parámetros fueron evaluados utilizando una ventana de análisis de 1 s con incrementos de 0.1 s.

La Figura 6. 23 ilustra (a) la ENV_i , (b) la señal $EMGdi_{na}$, y la evolución de los parámetros (c) ARV, (d) RMS y (e) $fSampEn$ para las señales $EMGdi_s$ (línea azul) y $EMGdi_{na}$ generada con arritmias de tipo ventricular (línea roja), en otro sujeto representativo. Se muestra que los parámetros ARV y RMS tienen una alta sensibilidad en presencia de las arritmias de tipo ventricular en comparación a la $fSampEn$.

De manera similar a lo observado al evaluar arritmias supraventriculares (Figura 6. 22), el desempeño de los parámetros clásicos fue muy bajo. A medida que la amplitud de la envolvente sintética aumenta las componentes de la señal $EMGdi$ incrementan y la respuesta de los parámetros se aproxima a la respuesta ideal ($EMGdi_s$). Los gráficos de la izquierda representan un zoom de la respiración a volumen corriente sobre un intervalo de 10 s y correspondiente al caso con menos actividad del diafragma.

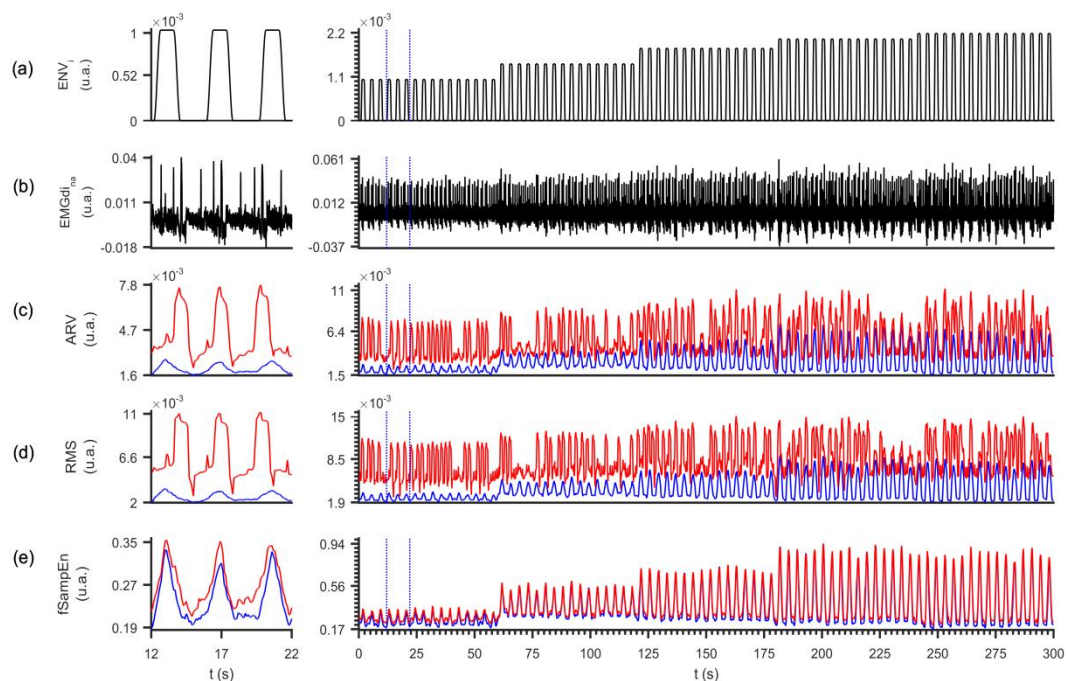


Figura 6. 23 Señales sintéticas con diferentes niveles de amplitud envolvente. (a) señal ENV_i , (b) señal $EMGdi_{na}$ generada con arritmias de tipo ventricular y la evolución de (c) ARV, (d) RMS y (e) $fSampEn$ sobre las señales $EMGdi_s$ (línea azul) y $EMGdi_n$ (línea roja). La columna de la izquierda corresponde a 10 s de respiración a volumen tidal (entre guiones verticales de color azul de la columna derecha) y correspondiente al caso de menor actividad del diafragma. Los parámetros fueron evaluados utilizando una ventana de análisis de 1 s con incrementos de 0.1 s.

6.3.11 Efecto de las arritmias en las señales EMGdi sintéticas

Las Figura 6. 24 (a) y (b) representan, respectivamente, la media y la desviación estándar de los valores de R y ρ entre los parámetros ARV, RMS y $fSampEn$ calculados sobre las señales $EMGdi_s$ y $EMGdi_{na}$ a diferentes amplitudes de envolvente. Los valores de R y ρ nos permiten evaluar la influencia de las arritmias supraventriculares y ventriculares en los parámetros estimados. Se observó que los valores de R y ρ aumentan a medida que la amplitud aumenta, no obstante, el aumento en ρ es más pronunciado.

La $fSampEn$ alcanzó los valores más altos de R a lo largo del análisis, seguido de los parámetros ARV y RMS. Estos últimos mostraron una mayor variabilidad en sus resultados en comparación a la $fSampEn$.

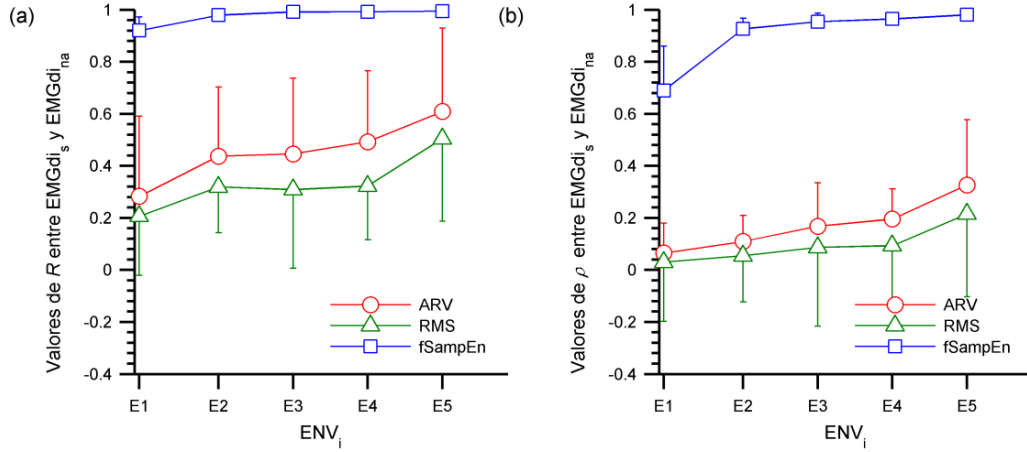


Figura 6. 24 (a) Coeficiente de correlación de Pearson (R) y (b) coeficiente de concordancia de Lin (ρ) entre los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados usando una ventana móvil de 1 s sobre las señales EMGdi_s y EMGdi_{na} a diferentes niveles de amplitud de la ENV_i. De E1 a E5: amplitudes de ENV_i correspondientes al volumen tidal, y las cargas inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. Los datos se presentan como la media \pm desviación estándar a través de las señales sintéticas generadas para los cinco sujetos.

El RMS mostró una correlación débil (0.21 ± 0.23) a volumen corriente mientras que la fSampEn tuvo una muy fuerte correlación a 33 cm H₂O (0.99 ± 0.003). Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.01$) entre los valores de R de la fSampEn y el ARV, y de la fSampEn y el RMS, para todos los niveles de amplitud de envolvente. En todo el análisis, los valores más altos de ρ fueron obtenidos una vez más por la fSampEn seguido de los parámetros ARV y RMS. A 33 cm H₂O la fSampEn tuvo una sustancial concordancia (0.98 ± 0.01). Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.01$) entre los valores de ρ de la fSampEn y el ARV, y de la fSampEn y el RMS, para todos los niveles de amplitud de envolvente.

En la Figura 6. 25, se muestra la media y la desviación estándar de los valores de R entre los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados sobre las señales EMGdi_{na} y ENV_i, a diferentes amplitudes de envolvente. La capacidad que tienen los parámetros para estimar el comportamiento cíclico de la amplitud de la señal EMGdi fue evaluada a partir de los valores de R . En presencia de arritmias, los valores de R para el estudio de ARV y RMS son bajos y aumentan muy poco con la amplitud en un rango medio de 0.24 a 0.58 y de 0.16 a 0.47 respectivamente. Estos dos últimos mostraron dispersiones altas en relación a la fSampEn debido a la presencia de arritmias. Además, a diferencia de lo observado al evaluar la señal EMGdi_n (Figura 6. 19 (b)) el incremento del valor R en ARV y RMS fue mucho más reducido y menos pronunciado. La fSampEn logró el mayor valor de R , alcanzando valores medios siempre superiores 0.83. Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.01$) entre los valores R de fSampEn y ARV y fSampEn y RMS, para todos los niveles de amplitud de envolvente.

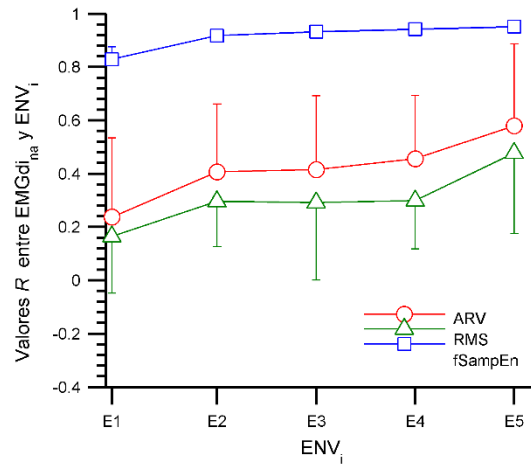


Figura 6. 25 Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal de ENV_i y los parámetros ARV, RMS y fSampEn calculados utilizando una ventana móvil de 1 s sobre (a) la señal $EMGdi_s$ y (b) la señal $EMGdi_{na}$. Los valores de R son calculados a diferentes niveles de amplitud de la ENV_i . De E1 a E5: amplitudes de ENV_i correspondientes al volumen tidal, y las cargas inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H_2O , respectivamente. Los datos se presentan como la media \pm desviación estándar a través de las señales sintéticas generadas para los cinco sujetos.

6.3.12 Evaluación del impulso neural respiratorio en señales EMGdi sintéticas con arritmias

El NRD fue analizado calculando los valores máximos de los parámetros ARV, RMS y fSampEn obtenidos en cada ciclo respiratorio. Seguidamente, estos parámetros fueron normalizados por el valor medio de la envolvente de amplitud de manera similar a lo reportado en la sección 6.3.9. Como se aprecia en la Figura 6. 26, los valores máximos de todos los parámetros incrementan a medida que aumenta la amplitud de la envolvente de las señales EMGdi sintéticas.

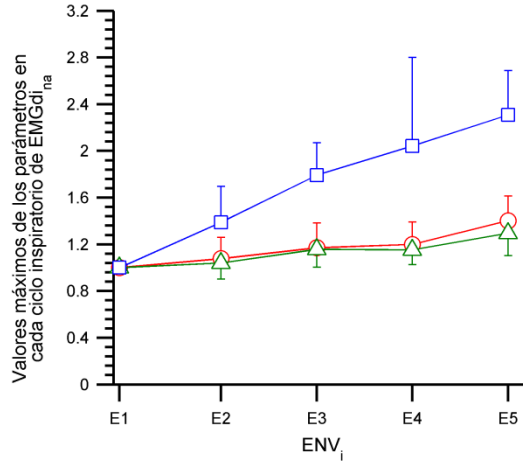


Figura 6. 26 Evaluación del impulso neural respiratorio. Los parámetros ARV, RMS y fSampEn fueron calculados utilizando una ventana móvil de 1 s sobre la señal EMGdi_{na}. Los parámetros son calculados a diferentes niveles de amplitud de ENV_i, y se normalizaron con el primer valor medio. De E1 a E5: amplitudes de ENV_i correspondientes al volumen tidal, y las cargas inspiratorias de 9, 17, 25 y 33 cm H₂O, respectivamente. Los datos se presentan como la media \pm desviación estándar a través de las señales sintéticas generadas para los cinco sujetos.

6.4 Discusión

Es bien conocido que las señales musculares registradas a partir de la electromiografía del diafragma están altamente influenciadas por señales de origen fisiológico, de entre las cuales la actividad cardíaca es una de los más importantes. La contaminación debido a la señal ECG complica el análisis de la señal EMGdi realizada por los médicos. En este contexto, el ECG se puede considerar como un tipo de ruido estructurado, de gran amplitud y de corta duración en comparación a la naturaleza aleatoria de la actividad EMGdi.

Los parámetros clásicos ARV y RMS han sido ampliamente utilizados para la estimación del NRD al evaluar la señal de EMGdi (ATS/ERS, 2002; Jolley et al., 2009). Sin embargo, el análisis de la señal EMGdi utilizando estos parámetros está muy afectada por la presencia del ECG. El aspecto más interesante de este trabajo es el uso de la fSampEn como un nuevo estimador del NRD a partir señales EMGdi el cual es robusto frente a la presencia de ruido ECG. Este método presenta importantes ventajas sobre los parámetros clásicos ARV y RMS en ser más robusto y menos sensible a la presencia de ruido ECG a diferentes cargas inspiratorias. Sin embargo, a diferencia de estos dos últimos, la fSampEn requiere que se ajusten sus parámetros de entrada. Actualmente no existe un consenso sobre cuál es el valor ideal o la metodología necesaria para la selección de los parámetros de m , r y N que puedan ser utilizados para el estudio de la ApEn y la SampEn (Yentes et al., 2013). Diversos trabajos que han hecho uso tanto de la ApEn como de la SampEn sugieren valores de m de 1 ó 2 y que r sea

seleccionado entre 0.1 y 0.25 veces la desviación estándar de los datos en estudio (Pincus y Goldberger, 1994; Pincus, 1991; Richman et al., 2004). Sin embargo, el uso de los parámetros sugeridos no asegura una medida precisa de la complejidad de ApEn y SampEn (Chon et al., 2009). Por lo que, la selección de los parámetros m y r dependerá de la naturaleza de las señales a estudiar.

En general, encontrar un valor óptimo de ApEn o SampEn plantea hallar aquellos valores de m o r que maximicen la complejidad calculada por dichas entropías (Chon et al., 2009; Restrepo et al., 2014a; Sarlabous et al., 2014, 2010). El parámetro r ha sido previamente estudiado hasta un valor menor e igual a la desviación estándar de los datos (Chon et al., 2009; Restrepo et al., 2014a; Sarlabous et al., 2014, 2010). Por otra parte, el parámetro m ha sido estudiado hasta un valor menor o igual a 7, ya que en la práctica, el uso de valores superiores es utilizado en muy raras ocasiones (Chon et al., 2009).

En el presente trabajo encontramos que un valor de m igual 1 y un valor de r igual a 0.3 veces la desviación estándar de la señal en estudio nos permite evaluar de manera eficaz las señales EMGdi reales y sintéticas. Dichos valores son similares a los obtenidos al estudiar la contraparte mecánica de las señales musculares respiratorias, donde se sugiere que al utilizar la fSampEn, m se fije a 1 y r a 0.3 veces la desviación estándar de la señal (Sarlabous et al., 2014). El uso optimizado de estos parámetros proporciona un método mucho más consistente y robusto para el estudio de señales de origen biológico en presencia de ruido (Restrepo et al., 2014b; Sarlabous et al., 2014, 2010).

Por otra parte, el efecto del tamaño de la ventana de procesamiento juega un papel fundamental en la evaluación de las señales electromiográficas. Su adecuada selección establece un compromiso entre un mayor o menor grado de suavizado (variabilidad) de las señales EMGdi al ser evaluadas mediante los parámetros ARV, RMS y fSampEn. En el trabajo desarrollado, se observó que los parámetros ARV y RMS presentaron una alta dependencia y sensibilidad al tamaño de la ventana de procesamiento al evaluar un determinado número de complejos QRS en comparación a fSampEn. Se encontró además que los valores más altos de correlación R entre fSampEn y P_{mouth} se encuentran alrededor de una ventana de análisis de 1 s a diferentes niveles de carga inspiratoria, por lo que este valor fue seleccionado a lo largo de este estudio. El efecto de utilizar diferentes tamaños de ventana ha sido abordado en el estudio de las señales EMG de superficie registradas en el glúteo mayor utilizando el parámetro RMS (Mark Burden et al., 2014). Según lo propuesto en ese trabajo, el tamaño de la ventana de procesamiento afecta la fiabilidad y la variabilidad interindividual, principalmente en el valor pico del EMG seguido de su valor promedio. También se observó que una ventana de 1 s de duración presentaba una menor variabilidad (Mark Burden et al., 2014). Adicional, se ha reportado que una ventana de un segundo permite analizar las señales mecanomiográficas diafragmáticas al utilizarse la fSampEn (Sarlabous et al., 2014).

La robustez de ApEn y SampEn ha sido evaluada en datos cortos registrados en estudios del sistema músculo esquelético (Yentes et al., 2013). En ese estudio se demostró que ApEn y SampEn son altamente sensibles a la selección de sus parámetros de entrada, en particular cuando la longitud de los datos analizados es menor a las 200 muestras (Yentes et al., 2013). Estos autores encontraron que al evaluar ventanas superiores a las 200 muestras, tanto ApEn como SampEn se estabilizan. Sugieren además el uso de $m = 2$ y que se examinen diferentes valores de r previo a la selección de los parámetros (Yentes et al., 2013). El número de muestras N utilizado en este trabajo es de 1000 (en una ventana de 1 s) lo cual asegura una estabilidad en los cálculos realizados con la fSampEn.

Por otra parte, la frecuencia de muestreo es un aspecto importante al momento de la adquisición de señales EMG de superficie. Su uso afecta el número de muestras N que pueda haber dentro de una ventana de procesado. El efecto de la frecuencia de muestreo ha sido estudiado en registros EMG de superficie durante contracciones isométricas del músculo bíceps (Kahl et al., 2015). Para ello se ha evaluado el efecto de utilizar distintas frecuencias de muestreo sobre la calidad de los algoritmos de detección fatiga muscular basada en parámetros espectrales así como en la SampEn. La SampEn fue evaluada sobre señales EMG submuestreadas en el rango de 256 a 1024 Hz. Estos autores encontraron que en estudios de fatiga muscular la SampEn es más sensible al muestreo en comparación al uso de parámetros frecuenciales (Kahl et al., 2015). Además, muestran que la elección de los mejores parámetros de SampEn depende fuertemente de la frecuencia de muestreo utilizada (Kahl et al., 2015). En este trabajo se observó que la fSampEn presenta mayores valores de offset (media) y dispersión (desviación estándar) cuando la frecuencia de muestreo es menor. Con el propósito de poder comparar los distintos resultados obtenidos mediante la fSampEn, hemos propuesto su normalización restando su media y dividiendo por su desviación estándar, de forma tal que el resultado de utilizar la fSampEn tenga media cero y desviación estándar uno. Es importante destacar, que el nivel de offset que presenta el uso de la fSampEn sobre la señal EMG_{di}_{rec} a diferentes valores de frecuencia de muestreo no afecta el cálculo de la correlación. Una consecuencia directa de utilizar un número apropiado de muestras para evaluar fSampEn sobre señales EMG_{di} es su potencial implementación en dispositivos portátiles. A pesar de las mejoras tecnológicas de estos dispositivos su utilización puede verse condicionada por el muestreo de la señales EMG a muy altas frecuencias. Este aspecto posibilita la pérdida de datos en comparación a equipos de laboratorio más convencionales (Mukhopadhyay, 2014). No obstante, y como es conocido, para el registro de señales EMG de superficie no es necesario un excesivo muestreo para capturar las características temporales de una señal, y preservar la información que esta contiene (Durkin y Callaghan, 2005), siendo recomendable el uso de una frecuencia de 1000Hz (Ives y Wigglesworth, 2003).

Otro aspecto técnico valorado en el presente trabajo es el tiempo de cómputo necesario para evaluar la fSampEn. Debido a que muchas veces los recursos computacionales son limitados, principalmente en entornos clínicos, es importante tener una idea del tiempo de ejecución requerido para poder evaluar la fSampEn sobre las señales EMGdi al utilizar diferentes valores de entrada para r , m y N . Cabe señalar que los tiempos de ejecución son relativos y dependen de otros factores tales como el software y hardware utilizado. Los algoritmos para el cálculo de la ApEn y SampEn en su forma convencional tienen una complejidad computacional de $O(N^2)$, es decir de tipo cuadrático, en donde N es la longitud de los datos de entrada (Manis, 2008; Pan et al., 2011). En este trabajo se encontró que el tiempo de ejecución de la fSampEn es de tipo cuadrático al incrementar la ventana N de análisis, como lo es para ApEn y SampEn (Manis, 2008; Pan et al., 2011). El tiempo de ejecución de la ApEn y la SampEn ha sido estudiado en señales electroencefalográficas, electrocardiográficas, en series de frecuencia cardíaca y en señales aleatorias uniformemente distribuidas (Manis, 2008; Pan et al., 2011), pero no en señales electromiográficas. En el caso concreto de las señales ECG, se ha encontrado que el valor de m , en el rango de 2 a 10 no afecta significativamente el tiempo de ejecución de la ApEn (Manis, 2008). Al evaluar la fSampEn se observó que el tiempo de cálculo fue mayor para el caso m igual a 2 que para m igual a 1. Además, para ambos valores de m se encontró que el tiempo de ejecución presentó valores máximos cuando r presenta valores entre 0.2 y 0.4. Este rango máximo de valores es cercano al reportado al estudiar el tiempo de ejecución de la ApEn en la que fue observada una ligera dependencia entre el tiempo de ejecución y el valor de r , en el rango de 0.1 a 0.3 (Manis, 2008).

Aunque en este estudio hemos evaluado solamente señales en sujetos sanos, el uso de fSampEn para evaluar el NRD podría extenderse al análisis de señales respiratorias en pacientes con diferentes padecimientos, tales como la EPOC (Jolley et al., 2009), fibrosis quística (Reilly et al., 2011) o apnea obstructiva del sueño (Y. M. Luo et al., 2008). Para reducir el efecto del ECG, las señales EMGdi son por lo general o bien sólo adquiridas en el hemitórax derecho y/o evaluadas solamente teniendo en cuenta la actividad EMG entre los complejos QRS (Luo et al., 2001). En cambio, con el uso de la fSampEn, no hay necesidad de eliminar los segmentos con actividad ECG y podemos obtener información más fiable que con ARV y RMS, dada su mayor robustez en presencia de ruido cardíaco.

Hemos probado este estimador alternativo en señales EMGdi registradas ($EMGdi_{rec}$) y sintéticas ($EMGdi_s$ y $EMGdi_n$). A pesar de que las señales $EMGdi_s$ y $EMGdi_n$ no caracterizan completamente a la señal $EMGdi_{rec}$, sí proporcionan las principales características en el contexto de frecuencia y amplitud. En primer lugar, la energía y el contenido en frecuencia de las señales sintéticas durante las fases inspiratoria y espiratoria se ajustaron para que coincida con la de las señales EMGdi registrada utilizando modelos AR. En segundo lugar, se utilizó la misma frecuencia respiratoria de 16 ciclos por minuto, la cual está dentro del rango normal de la

respiración (Tobin et al., 1988). En tercer lugar, la señal $EMGdi_n$ fue contaminada con la señal de ECG, registrada durante una maniobra de respiración sostenida utilizando la misma configuración de electrodos para la adquisición de la señal $EMGdi_{rec}$. En ambos casos, un total de cinco niveles de amplitud EMGdi fueron analizados con un total de 80 ciclos inspiratorios. Una comparación de todos los parámetros para la estimación del componente electromiográfico presente en señales $EMGdi_s$ y $EMGdi_n$ sirvió para caracterizar la respuesta de la señal de EMGdi cuando se ve afectada por la actividad cardíaca a diferentes cargas inspiratorias.

En todos los parámetros, tanto R y ρ incrementaron con el aumento de la amplitud de la envolvente. Esto indica implícitamente que la relación señal/ruido mejora a medida que la amplitud de la envolvente aumenta. De mayor a menor desempeño, los mayores valores se obtuvieron con la $fSampEn$, seguidos de ARV, y RMS con los valores más bajos para R y ρ . Cabe destacar que, en términos generales, todos los parámetros pueden considerarse que están entre moderadamente a muy fuertemente correlacionados. El coeficiente ρ tiene en cuenta no sólo la precisión, sino también la exactitud de los datos. En el caso de comparar las señales $EMGdi_s$ y $EMGdi_n$, el valor ρ tiene en cuenta el desplazamiento entre la estimación de los parámetros. Una inspección visual de la Figura 6. 17 muestra que el desplazamiento más pequeño se obtuvo con la $fSampEn$ y el más grande con el RMS.

La evaluación de la correlación entre las señales EMGdi sintéticas ($EMGdi_s$ y $EMGdi_n$) y la señal ENV_i indica qué tan bien todos los parámetros correlacionan con o sin la interferencia del ECG a través del aumento simulado de la activación del músculo diafragma. En primer lugar, una muy fuerte correlación se obtuvo entre la señal de ENV_i y las estimaciones de $fSampEn$, ARV y RMS en la señal $EMGdi_s$. En segundo lugar, la comparación entre ENV_i y la estimación de los parámetros para la señal $EMGdi_n$ mostró que la $fSampEn$ tuvo una correlación muy fuerte, ARV tuvo una correlación de débil a muy fuerte, mientras que el RMS tuvo una correlación de débil a fuerte. Esta tendencia fue similar a la obtenida con los parámetros de correlación para la señal $EMGdi_s$, con un mejor desempeño al aumentar la amplitud de la envolvente. La correlación entre P_{mouth} y los parámetros para la estimación del NRD utilizando la señal $EMGdi_{rec}$ también aumenta a medida que la carga inspiratoria aumenta. La fuerza de la correlación desde la más alta a la más baja fue para: $fSampEn$, ARV y RMS. Estos resultados son comparables a los obtenidos con las señales $EMGdi_s$ y $EMGdi_n$.

Para la estimación de la señal $EMGdi_{rec}$, el parámetro $fSampEn$ tuvo un buen desempeño. También es notable que los períodos respiratorios se pueden identificar mucho mejor con la $fSampEn$ que al utilizar los parámetros ARV o RMS. De hecho, ARV y RMS tuvieron un pobre desempeño, especialmente a cargas inspiratorias bajas. Notablemente, todos los parámetros tuvieron una tendencia a aumentar con la carga inspiratoria. Nuestro estudio confirmó que la relación de la actividad respiratoria con la señal EMGdi caracterizada al utilizar

la fSampEn aumentó en todo el intervalo de presiones inspiratorias en boca analizada, al igual que lo hacen los parámetros clásicos RMS y ARV basados para la estimación de la amplitud. La pendiente era más pronunciada con fSampEn (lo cual indica que presenta una mayor sensibilidad) seguido de ARV y RMS como se muestra en la Figura 6. 21.

En este trabajo hemos evaluado señales sintéticas no solo contaminadas con actividad ECG normal sino también con arritmias cardíacas. El uso de la técnica fSampEn ha probado ser superior al evaluar las señales EMGdi sintéticas contaminadas con arritmias supraventriculares y ventriculares en comparación al uso de los estimadores clásicos de amplitud. El desempeño de los parámetros ARV y RMS fue mucho más bajo al adicionar arritmias a la señal EMGdi que al adicionar ruido cardíaco normal.

En sujetos sanos, los complejos auriculares prematuros observados tienen una prevalencia que incrementa con la edad a partir de una media de 0.8 ocurrencias por hora, entre los 50 y 55 hasta 2.6 ocurrencias por hora en edades por arriba de los 70 años (Conen et al., 2012). En el caso de las contracciones ventriculares prematuras, se ha descrito que pueden ocurrir a una frecuencia mayor a las 60 veces en una hora en sujetos aparentemente sanos, y su prevalencia en la población general se encuentra entre el 1 y 4 % (Kennedy et al., 1985). La persistente actividad arrítmica puede dificultar la tarea de análisis y extracción de información clínica en las señales biomédicas. A pesar de su importancia, son muy pocos los trabajos reportados en la literatura que abordan el estudio directo de una señal altamente contaminada con arritmias. En general, la primera opción a escoger es que aquellos segmentos de señal con arritmias sean simplemente descartados (Maier et al., 2014). Sin embargo, la cantidad de información útil en la señal EMGdi que puede ser analizada dentro de un ciclo inspiratorio se reduce dependiendo del número de eventos cardíacos observados. La influencia de las arritmias es un inconveniente que se presenta en el estudio de la dinámica respiratoria a partir de la señal ECG en pacientes bajo anestesia. El patrón respiratorio es un parámetro clínico que permite valorar la profundidad anestésica en el cuerpo humano (Guedel, 1937). Al administrar niveles profundos de anestesia es bien conocido que el patrón respiratorio se comporta de forma regular, mientras que a niveles ligeros de anestesia el patrón respiratorio es más irregular tanto en frecuencia como en amplitud. No obstante, la estimación del patrón respiratorio falla al haber fibrilación atrial. Mediante técnicas avanzadas de tiempo-frecuencia (Transformada Synchrosqueezing) ha sido posible extraer la dinámica respiratoria en presencia de fibrilación auricular (Wu et al., 2014). En otro trabajo, la actividad electromiográfica respiratoria ha podido ser derivada a partir de la actividad cardíaca registrada mediante un equipo Holter (Maier y Dickhaus, 2014). A partir de la señal ECG puede extraerse la interferencia miográfica respiratoria o energía residual de alta frecuencia (Helfenbein et al., 2014; Maier y Dickhaus, 2014; Maier et al., 2014). Basado en lo anterior, ha sido posible identificar trastornos de la respiración durante el sueño mediante el uso de la interferencia miográfica respiratoria en

presencia de arritmias supraventriculares persistentes (Maier y Dickhaus, 2014). No obstante, dentro de las principales limitaciones observadas en el procedimiento para el cálculo de la interferencia miográfica respiratoria es que conlleva el uso de un filtrado de tipo pasa altas que ayuda a reducir una fracción importante de la onda T y P del ECG manteniendo principalmente actividad del complejo QRS (Maier y Dickhaus, 2014). Hacer uso de un filtrado pasa altas con una frecuencia de corte excesivamente alta crea un compromiso entre reducir la influencia cardíaca o preservar el mayor contenido electromiográfico posible. Además, ya que el complejo QRS es persistente al ser filtrado, se hace necesario truncarlo e interpolar los espacios vacíos, por lo que puede perderse valiosa información temporal en esos segmentos. Adicional, al haber latidos ectópicos de origen ventricular son excluido (Maier y Dickhaus, 2014). Es importante resaltar que los diferentes tipos de arritmias utilizados en este trabajo para la generación de las señales sintéticas fueron seleccionados para evaluar el desempeño al límite (el peor escenario) de los tres parámetros y sin esperar que un paciente presente de manera continua este conjunto de arritmias cardíacas durante un protocolo respiratorio determinado.

En este trabajo hemos demostrado que es factible estimar el NRD en señales EMGdi sintéticas contaminadas con diferentes tipos de arritmias de origen supraventricular y ventricular sin necesidad de aplicar pasos intermedios de procesamiento. Los resultados expuestos abren el compás para que el uso de la fSampEn contribuya en la evaluación del NRD junto a otros parámetros fisiológicos en pacientes EPOC. Los pacientes EPOC presentan una mayor probabilidad de padecer diferentes tipos de enfermedades con el tiempo y con las que deben coexistir (comorbilidades). Una de las principales comorbilidades asociadas a la EPOC está relacionada con las enfermedades cardiovasculares, dentro de las que se incluyen las arritmias cardíacas (GOLD, 2016). Los pacientes con EPOC pueden presentar diferentes tipos de arritmias tanto supraventriculares como ventriculares en relación a pacientes sin EPOC (Konecny et al., 2014; Shih et al., 1988).

Entre las principales arritmias reportadas en los pacientes EPOC se incluyen la fibrilación auricular, la taquicardia auricular multifocal, el aleteo auricular, la taquicardia supraventricular, los complejos auriculares prematuros, los latidos ventriculares prematuros, la taquicardia ventricular sostenida, la taquicardia ventricular no sostenida y el bigeminismo ventricular (Konecny et al., 2014; Mccord y Rorzak, 1998; Shih et al., 1988). De éstas las dos primeras arritmias son una de las más frecuentes en pacientes con EPOC (Buch et al., 2003; Mccord y Rorzak, 1998). Estas arritmias fueron contempladas en este trabajo evaluar el desempeño de los parámetros ARV, RMS y fSampEn. Una consecuencia directa del estudio de las arritmias en registros EMGdi radica en que el ECG está modulado en amplitud por la impedancia transtorácica y el desplazamiento de los electrodos relativos al corazón (Moody y Mark, 1985); y esta además modulado en frecuencia por la arritmia sinusal respiratoria (Yasuma

y Hayano, 2004). En particular, esta última condición produce un agrupamiento de los latidos del corazón en el período inspiratorio lo cual puede limitar el desempeño de otras técnicas como el ARV o el RMS produciendo una pérdida de información temporal de la señal EMGdi.

El uso de la señal EMG de superficie del diafragma para estimar el NRD ofrece la ventaja de ser una herramienta de naturaleza mínimamente invasiva y de registrar la actividad eléctrica de un gran número de unidades motoras. Sin embargo, los registros de la EMG de superficie se encuentran afectados a menudo por la actividad de los músculos adyacentes (Sinderby et al., 1996). En el presente estudio, hemos tratado de minimizar la interferencia de los músculos del tronco realizando las mediciones con los sujetos sentados, erguidos y relajados. Por otra parte, hemos utilizado un entrenador de la musculatura respiratoria (Gosselink et al., 1996), el cual es un dispositivo que impone una carga inspiratoria y nos permite aumentar el esfuerzo muscular (de Andrade et al., 2005; Larson et al., 1988; Luo et al., 2001) mientras que los músculos adyacentes involucrados en la espiración se activan de manera mínima. Además, las señales de EMG de los músculos inspiratorios adyacentes que interfieren con el músculo diafragmático deben comportarse de una manera similar a la actividad del EMG del diafragma. Por lo tanto, podemos considerar que la señal EMG superficie del diafragma analizada, incluso si contiene interferencias, refleja los cambios en el patrón de activación de los músculos respiratorios.

6.5 Conclusiones

En este capítulo se ha presentado el uso de la fSampEn como una alternativa a los parámetros de uso clásicos ARV y RMS para la estimación del NRD en señales EMGdi en presencia de interferencia ECG normal y de arritmias. Este método ha demostrado estar menos afectado por la actividad cardíaca durante el proceso inspiratorio a distintos valores de presión inspiratoria en boca. Además, el método propuesto ha demostrado tener un gran potencial para ser utilizado para extraer información útil de la actividad muscular en pacientes con su función respiratoria comprometida. Trabajos adicionales deben realizarse para evaluar la factibilidad de utilizar estos métodos para evaluar la actividad EMGdi en estudios clínicos.

6.6 Referencias

- Alcaraz, R., Rieta, J.J., 2010. A novel application of sample entropy to the electrocardiogram of atrial fibrillation. *Nonlinear Analysis: Real World Applications* 11, 1026-1035.
- ATS/ERS, 2002. ATS/ERS statement on respiratory muscle testing. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 166, 518-624.
- Blomström-Lundqvist, C., Scheinman, M.M., Aliot, E.M., Alpert, J.S., Calkins, H., Camm, A.J., Campbell, W.B., Haines, D.E., Kuck, K.H., Lerman, B.B., Miller, D.D., Shaeffer, C.W., Stevenson, W.G., Tomaselli, G.F., Antman, E.M., Smith, S.C., Faxon, D.P., Fuster, V., Gibbons, R.J., Gregoratos, G., Hiratzka, L.F., Hunt, S.A., Jacobs, A.K., Russell, R.O., Priori, S.G., Blanc, J.-J., Budaj, A., Burgos, E.F., Cowie, M., Deckers, J.W., Garcia, M.A.A., Klein, W.W., Lekakis, J., Lindahl, B., Mazzotta, G., Morais, J.C.A., Oto, A., Smiseth, O., Trappe, H.-J., 2003. ACC/AHA/ESC guidelines for the management of patients with supraventricular arrhythmias — Executive Summary. *Journal of the American College of Cardiology* 42, 1493-1531.
- Buch, P., Friberg, J., Scharling, H., Lange, P., Prescott, E., 2003. Reduced lung function and risk of atrial fibrillation in the Copenhagen City Heart Study. *European Respiratory Journal* 21, 1012-1016.
- Butler, H., Newell, R., Hubley-Kozey, C.L., Kozey, J.W., 2009. The interpretation of abdominal wall muscle recruitment strategies change when the electrocardiogram (ECG) is removed from the electromyogram (EMG). *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, e102-e113.
- Cashaback, J.G.A., Cluff, T., Potvin, J.R., 2013. Muscle fatigue and contraction intensity modulates the complexity of surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, 78-83.
- Chen, W., Zhuang, J., Yu, W., Wang, Z., 2009. Measuring complexity using FuzzyEn, ApEn, and SampEn. *Medical Engineering & Physics* 31, 61-68.
- Chon, K., Scully, C., Lu, S., 2009. Approximate entropy for all signals. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 28, 18-23.
- Conen, D., Adam, M., Roche, F., Barthelemy, J.C., Felber Dietrich, D., Imboden, M., K?nzli, N., Von Eckardstein, A., Regenass, S., Hornemann, T., Rochat, T., Gaspoz, J.M., Probst-Hensch, N., Carballo, D., 2012. Premature atrial contractions in the general population: Frequency and risk factors. *Circulation* 126, 2302-2308.
- de Andrade, A.D., Silva, T.N.S., Vasconcelos, H., Marcelino, M., Rodrigues-Machado, M.G., Filho, V.C.G., Moraes, N.H., Marinho, P.E.M., Amorim, C.F., 2005. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 631-639.
- De Luca, C.J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 135-163.
- Defreitas, J.M., Beck, T.W., Stock, M.S., 2012. Comparison of methods for removing electromagnetic noise from electromyographic signals. *Physiological Measurement* 33, 147-158.
- Deng, Y., Wolf, W., Schnell, R., Appel, U., 2000. New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference : An application of the method in diaphragmatic EMG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47, 1177-1184.
- Dideriksen, J.L., Farina, D., Enoka, R.M., 2010. Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 368, 2765-2781.
- Doorduyn, J., van Hees, H.W.H., van der Hoeven, J.G., Heunks, L.M. a, 2013. Monitoring of the respiratory muscles in the critically ill. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 187, 20-27.

- Durkin, J.L., Callaghan, J.P., 2005. Effects of minimum sampling rate and signal reconstruction on surface electromyographic signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 474-481.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Prats-Boluda, G., Jané, R., 2013. Characterization of Laplacian surface electromyographic signals during isometric contraction in biceps brachii, en: *Proc 35th Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. Osaka, Japan*, pp. 535-538.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Jané, R., 2014a. Evaluation of Laplacian Diaphragm Electromyographic Recording in a Dynamic Inspiratory Maneuver, en: *Proc 36th Annu Int Conf IEEE EMBS. IEEE, Chicago, IL, USA*, pp. 2201-2204.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Sarlabous, L., Prats-Boluda, G., Jané, R., 2015. Evaluation of sternocleidomastoid muscle activity by electromyography recorded with concentric ring electrodes, en: *Proc XXXIII Annu Congr Spanish Soc Biomed Eng. Madrid, Spain*, pp. 183-186.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Ye-Lin, Y., Jané, R., 2014b. Evaluation of Laplacian diaphragm electromyographic recordings in a static inspiratory maneuver, en: *XIII Mediterr Conf Med Biol Eng Comput 2013. Springer International Publishing, Sevilla, España*, pp. 977-980.
- Evans, J.D., 1996. *Straightforward statistics for the behavioral sciences*. Brooks/Cole Publishing Company.
- Farina, D., Merletti, R., 2000. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 337-349.
- GOLD, 2016. *Global Strategy for the Diagnosis, Management, and Prevention of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*. Updated 2016.
- Goldberger, A.L., Amaral, L.A.N., Glass, L., Hausdorff, J.M., Ivanov, P.C., Mark, R.G., Mietus, J.E., Moody, G.B., Peng, C., Stanley, H.E., 2000. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* 101, e215-e220.
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., 2012. Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22, 501-512.
- Gosselink, R., Wagenaar, R.C., Decramer, M., 1996. Reliability of a commercially available threshold loading device in healthy subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax* 51, 601-605.
- Guedel, A.E., 1937. *Inhalation Anesthesia: A Fundamental Guide*. Macmillan, New York.
- Helfenbein, E., Firoozabadi, R., Chien, S., Carlson, E., Babaeizadeh, S., 2014. Development of Three Methods for Extracting Respiration from the Surface ECG: A Review. *Journal of Electrocardiology* 47, 819-825.
- Ives, J.C., Wigglesworth, J.K., 2003. Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures. *Clinical Biomechanics* 18, 543-552.
- Jolley, C.J., Luo, Y.-M., Steier, J., Reilly, C., Seymour, J., Lunt, A., Ward, K., Rafferty, G.F., Polkey, M.I., Moxham, J., 2009. Neural respiratory drive in healthy subjects and in COPD. *European Respiratory Journal* 33, 289-297.
- Kahl, L., Eger, M., Hofmann, U.G., 2015. Effects of sampling rate on automated fatigue recognition in surface EMG signals. *Current Directions in Biomedical Engineering* 1, 80-84.
- Kamavuako, E.N., Farina, D., Yoshida, K., Jensen, W., 2012. Estimation of grasping force from features of intramuscular EMG signals with mirrored bilateral training. *Annals of Biomedical Engineering* 40, 648-656.
- Kamavuako, E.N., Rosenvang, J.C., Bog, M.F., Smidstrup, A., Erkocevic, E., Niemeier, M.J., Jensen, W., Farina, D., 2013. Influence of the feature space on the estimation of hand grasping force from intramuscular EMG. *Biomedical Signal Processing and Control* 8, 1-5.

- Katzberg, H.D., Barros, D.F., Widrow, B., Cho, C.S., So, Y.T., 2011. Analysis of continuous diaphragm electromyographic signal: results from a patient with amyotrophic lateral sclerosis. *Muscle & Nerve* 43, 801-806.
- Kennedy, H.L., Whitlock, J.A., Sprague, M.K., Kennedy, L.J., Buckingham, T.A., Goldberg, R.J., 1985. Long-Term Follow-up of Asymptomatic Healthy Subjects with Frequent and Complex Ventricular Ectopy. *The New England Journal of Medicine* 312, 193-197.
- Konecny, T., Park, J.Y., Somers, K.R., Konecny, D., Orban, M., Soucek, F., Parker, K.O., Scanlon, P.D., Asirvatham, S.J., Brady, P.A., Rihal, C.S., 2014. Relation of chronic obstructive pulmonary disease to atrial and ventricular arrhythmias. *The American Journal of Cardiology* 114, 272-277.
- Kossman, C., 1969. The normal electrocardiogram. *Circulation* 8, 920-936.
- Larson, J.L., Kim, M.J., Sharp, J.T., Larson, D. a, 1988. Inspiratory muscle training with a pressure threshold breathing device in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *The American Review of Respiratory Disease* 138, 689-696.
- Liang, H., Lin, Z., Yin, F., 2005. Removal of ECG contamination from diaphragmatic EMG by nonlinear filtering. *Nonlinear Analysis: Theory, Methods & Applications* 63, 745-753.
- Lin, L.I., 1989. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics* 45, 255-268.
- Lin, L.I., 2000. A Note on the concordance correlation coefficient. *Biometrics* 56, 324-325.
- Liu, J., Liu, Q., 2016. Use of the integrated profile for voluntary muscle activity detection using EMG signals with spurious background spikes: A study with incomplete spinal cord injury. *Biomedical Signal Processing and Control* 24, 19-24.
- Luo, Y.M., Hart, N., Mustafa, N., Lyall, R.A., Polkey, M.I., Moxham, J., 2001. Effect of diaphragm fatigue on neural respiratory drive. *Journal of Applied Physiology* 90, 1691-1699.
- Luo, Y.M., Moxham, J., Polkey, M.I., 2008. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clinical Science* 115, 233-244.
- Luo, Y.M., Wu, H.D., Tang, J., Jolley, C., Steier, J., Moxham, J., Zhong, N.S., Polkey, M.I., 2008. Neural respiratory drive during apnoeic events in obstructive sleep apnoea. *European Respiratory Journal* 31, 650-657.
- M. Kay, S., 1988. Modern spectral estimation: Theory and application. P T R Prentice Hall. Signal Processing Series, New Jersey.
- Madeleine, P., Bajaj, P., Sjøgaard, K., Arendt-Nielsen, L., 2001. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11, 113-121.
- Maier, C., Dickhaus, H., 2014. Extraction of respiratory myogram interference from the ECG and its application to characterize sleep-related breathing disorders in atrial fibrillation. *Journal of Electrocardiology* 47, 826-830.
- Maier, C., Wenz, H., Dickhaus, H., 2014. Robust Detection of Sleep Apnea from Holter ECGs. *Methods of Information in Medicine* 53, 303-307.
- Manis, G., 2008. Fast computation of approximate entropy. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 91, 48-54.
- Mark Burden, A., Lewis, S.E., Willcox, E., 2014. The effect of manipulating root mean square window length and overlap on reliability, inter-individual variability, statistical significance and clinical relevance of electromyograms. *Manual Therapy* 19, 595-601.
- McBride, G.B., 2005. A proposal for strength-of-agreement criteria for Lin's concordance correlation coefficient. NIWA client report: HAM2005-062. New Zealand.

- Mccord, J., Rorzak, S., 1998. Multifocal atrical tachycardia. *Chest* 33, 203-209.
- MIT-BIH, 2015. Physionet [WWW Document]. MIT-BIH Arrhythmia Database. URL <https://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/> (accedido 2.26.16).
- Molina-Picó, A., Cuesta-Frau, D., Aboy, M., Crespo, C., Miró-Martínez, P., Oltra-Crespo, S., 2011. Comparative study of approximate entropy and sample entropy robustness to spikes. *Artificial Intelligence in Medicine* 53, 97-106.
- Moody, G.B., Mark, R.G., 1985. Derivation of respiratory signals from multi-lead ECGs. *Computers in Cardiology* 12, 113-116.
- Moody, G.B., Mark, R.G., 2001. The impact of the MIT-BIH arrhythmia database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 20, 45-50.
- Mukhopadhyay, S.C., 2014. Wearable sensors for human activity monitoring: A review. *IEEE Sensors Journal* 15, 1321-1330.
- Naraghi, L., Mejaddam, A.Y., Birkhan, O.A., Chang, Y., Cropano, C.M., Mesar, T., Larentzakis, A., Peev, M., Sideris, A.C., Van der Wilden, G.M., Imam, A.M., Hwabejire, J.O., Velmahos, G.C., Fagenholz, P.J., Yeh, D., de Moya, M.A., King, D.R., 2015. Sample entropy predicts lifesaving interventions in trauma patients with normal vital signs. *Journal of Critical Care* 30, 705-710.
- Pan, Y.H., Wang, Y.H., Liang, S.F., Lee, K.T., 2011. Fast computation of sample entropy and approximate entropy in biomedicine. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 104, 382-396.
- Pincus, S., Goldberger, A., 1994. Physiological time-series analysis: What does regularity quantify? *The American Journal of Physiology* 266, H1643-H1656.
- Pincus, S.M., 1991. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 88, 2297-2301.
- Raoufy, M.R., Ghafari, T., Darooei, R., Nazari, M., Mahdavian, S.A., Eslaminejad, A.R., Almasnia, M., Gharibzadeh, S., Mani, A.R., Hajizadeh, S., 2016. Classification of Asthma Based on Nonlinear Analysis of Breathing Pattern. *PLoS ONE* 11, e0147976.
- Reilly, C.C., Ward, K., Jolley, C.J., Lunt, A.C., Steier, J., Elston, C., Polkey, M.I., Rafferty, G.F., Moxham, J., 2011. Neural respiratory drive, pulmonary mechanics and breathlessness in patients with cystic fibrosis. *Thorax* 66, 240-246.
- Restrepo, J.F., Schlotthauer, G., Torres, M.E., 2014a. Maximum approximate entropy and r threshold: A new approach for regularity changes detection. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications* 409, 97-109.
- Restrepo, J.F., Schlotthauer, G., Torres, M.E., 2014b. Maximum approximate entropy and r threshold: A new approach for regularity changes detection. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications* 409, 97-109.
- Richman, J.S., Lake, D.E., Moorman, J.R., 2004. Sample Entropy. *Methods in Enzymology* 384, 172-184.
- Richman, J.S., Moorman, J.R., 2000. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology* 278, H2039-H2049.
- Roberts-Thomson, K.C., Lau, D.H., Sanders, P., 2011. The diagnosis and management of ventricular arrhythmias. *Nature Reviews Cardiology* 8, 311-321.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J., Morera, J., Jané, R., 2013. Index for estimation of muscle force from mechanomyography based on the Lempel-Ziv algorithm. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, 548-557.

- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Gea, J., Martinez-Llorens, J.M., Jané, R., 2015. Efficiency of mechanical activation of inspiratory muscles in COPD using sample entropy. *European Respiratory Journal* 46, 1808-1811.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Gea, J., Morera, J., Jané, R., 2010. Interpretation of the approximate entropy using fixed tolerance value as a measure of amplitude variations in biomedical signals, en: *Proc 32nd Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. Buenos Aires, Argentina*, pp. 5967-5970.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Jané, R., 2014. Evidence towards Improved Estimation of Respiratory Muscle Effort from Diaphragm Mechanomyographic Signals with Cardiac Vibration Interference Using Sample Entropy with Fixed Tolerance Values. *PloS ONE* 9, e88902.
- Schweitzer, T.W., Fitzgerald, J.W., Bowden, J.A., Lynne-Davies, P., 1979. Spectral analysis of human inspiratory diaphragmatic electromyograms. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology* 46, 152-165.
- Shih, H.T., Webb, C.R., Conway, W. a, Peterson, E., Tilley, B., Goldstein, S., 1988. Frequency and significance of cardiac arrhythmias in chronic obstructive lung disease. *Chest* 94, 44-48.
- Similowski, T., Derenne, J.-P.H., 1994. Inspiratory muscle testing in stable COPD patients. *European Respiratory Journal* 7, 1871-1876.
- Sinderby, C., Beck, J., Spahija, J., Weinberg, J., Grassino, A., 1998. Voluntary activation of the human diaphragm in health and disease. *Journal of Applied Physiology* 85, 2146-2158.
- Sinderby, C., Friberg, S., Comtois, N., Grassino, A., 1996. Chest wall muscle cross talk in canine costal diaphragm electromyogram. *Journal of Applied Biomechanics* 81, 2312-2327.
- Sinderby, C., Lindstrom, L., Grassino, A., 1995. Automatic assessment of electromyogram quality Automatic assessment of electromyogram quality. *Journal of Applied Physiology* 79, 1803-1815.
- Spodick, D.H., 1993. Recalibration of normal sinus heart rate: clinical thinking and epidemiologic support. *Clinical Cardiology* 16, 702.
- Tobin, M.J., Mador, M.J., Guenther, S.M., Lodato, R.F., Sackner, M.A., 1988. Variability of resting respiratory drive and timing in healthy subjects. *Journal of Applied Physiology* 65, 309-317.
- Widrow, B., Glover, J.R., McCool, J.M., Kaunitz, J., Williams, C.S., Hearn, R.H., Zeidler, J.R., Dong Jr, E., Goodlin, R.C., 1975. Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications. *Proceedings of the IEEE* 63, 1692-1716.
- Wu, H.T., Chan, Y.H., Lin, Y.T., Yeh, Y.H., 2014. Using synchrosqueezing transform to discover breathing dynamics from ECG signals. *Applied and Computational Harmonic Analysis* 36, 354-359.
- Yasuma, F., Hayano, J.I., 2004. Respiratory Sinus Arrhythmia: Why Does the Heartbeat Synchronize with Respiratory Rhythm? *Chest* 125, 683-690.
- Yentes, J.M., Hunt, N., Schmid, K.K., Kaipust, J.P., McGrath, D., Stergiou, N., 2013. The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of Biomedical Engineering* 41, 349-365.
- Zhan, C., Yeung, L.F., Yang, Z., 2010. A wavelet-based adaptive filter for removing ECG interference in EMGdi signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 542-549.
- Zhang, X., Zhou, P., 2012. Sample entropy analysis of surface EMG for improved muscle activity onset detection against spurious background spikes. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22, 901-907.
- Zhou, P., Zhang, X., 2014. A novel technique for muscle onset detection using surface EMG signals without removal of ECG artifacts. *Physiological Measurement* 35, 45-54.

Capítulo 7

Caracterización de señales electromiográficas registradas mediante electrodos concéntricos

EN la práctica clínica, el método de mayor aceptación para el registro de la señal electromiográfica de superficie es el uso de electrodos de disco en configuración bipolar. Sin embargo, estos registros poseen una pobre resolución espacial debido al efecto de suavizado asociado a las diferentes capas de tejido del cuerpo. Además, los registros con electrodos de discos están contaminados por actividad de tipo bioeléctrica, como la señal electrocardiográfica. Las limitaciones que poseen los registros convencionales pueden superarse al estimar el potencial Laplaciano de superficie. Para tal fin, un método simple y directo que permite realizar dicha estimación es mediante el uso de electrodos de anillos concéntricos o electrodos Laplacianos. El presente capítulo está dedicado al registro no invasivo y caracterización de la actividad electromiográfica registrada con electrodos de anillos concéntricos los cuales fueron comparados con registros utilizando electrodos de disco en configuración bipolar. Las señales electromiográficas se registraron de manera no invasiva sobre el bíceps, el diafragma y el esternocleidomastoideo. El potencial Laplaciano de superficie fue registrado utilizando electrodos de anillos concéntricos tripolares en configuración cuasi bipolar, y electrodos de anillo tripolares en configuración bipolar de tipo seco y con gel. Las ventajas de utilizar los electrodos de anillos concéntricos son que brindan una mayor sensibilidad de los registros electromiográficos, atenuando la actividad cardíaca. Se reduce además, el efecto de filtrado espacial, ampliando el ancho de banda de las señales registradas y con ello mejorando la resolución espacial de las señales electromiográficas. Adicional, el uso de electrodos de anillos concéntricos reduce el problema de colocación y orientación que presentan los

electrodos de uso convencional y que deben tomar en cuenta la dirección de las fibras musculares. Los resultados obtenidos revelan el potencial uso de los electrodos concéntricos como alternativa a uso de la configuración de discos convencional para el registro de señales electromiográficas. Su uso facilitaría el estudio no invasivos de la función muscular respiratoria.

7.1 Introducción

El monitoreo de la actividad muscular respiratoria se ha convertido en un aspecto importante en la detección de problemas médicos, los cuales comprometen el proceso normal de la ventilación. La evaluación de la función muscular respiratoria es esencial para el estudio de las enfermedades respiratorias como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica, la cual aumenta la resistencia de las vías respiratorias al flujo de aire y pone en peligro la función normal de los músculos respiratorios como el diafragma (Similowski y Derenne, 1994). La actividad de los músculos respiratorios puede ser evaluada por medio de electrodos intraesofágicos (Luo et al., 2008) y electrodos intramusculares (Hodges y Gandevia, 2000). Sin embargo, estas técnicas tienen la desventaja de ser invasivas e incómodas para los pacientes (ATS/ERS, 2002), con el riesgo potencial de generar un neumotórax iatrogénico (Al-Shekhlee et al., 2003).

La electromiografía de superficie (EMG), es una herramienta de diagnóstico no invasiva, utilizada para medir la actividad eléctrica muscular generada por las fibras musculares de manera global. La EMG es capturada sobre la superficie de la piel mediante electrodos. En el estudio de la función muscular respiratoria, el registro señal electromiográfica del diafragma (EMGdi) es utilizado para monitorear la actividad contráctil durante la inspiración (Estrada et al., 2016, 2015). Como se ha mencionado en los capítulos anteriores, uno de los principales inconvenientes en el análisis de la señal EMGdi es la presencia de interferencia electrocardiográfica (ECG). La actividad ECG está solapada con la actividad EMGdi en amplitud y en frecuencia lo cual dificulta la apropiada evaluación de esta última. Hemos visto además que mediante el uso de técnicas avanzadas de procesamiento de señal como lo es la entropía muestral con valores fijos (fSampEn) es posible evaluar las señales EMGdi contaminadas por el ECG. Sin embargo, es interesante explorar nuevas alternativas relacionadas al uso de nuevos sensores que directamente contribuyan a reducir el efecto del ruido no deseado en la señal interés. Tanto en la práctica clínica como en la investigación se hace uso de electrodos de disco de Ag/AgCl como el estándar de oro para el registro de la señal EMG. Las configuraciones más utilizadas son la monopolar y la bipolar. A pesar de su uso extendido, estas configuraciones presentan una pobre resolución espacial, lo cual produce un efecto de emborronamiento en las señales registradas debido al efecto del volumen conductor de las diferentes capas de tejido del cuerpo (Besio y Chen, 2007; He y Cohen, 1992a).

Como alternativa para mejorar la resolución espacial y atenuar las interferencias de origen bioeléctrico tales como la señal ECG (Prats-Boluda et al., 2011), es posible estimar el potencial Laplaciano de superficie, el cual corresponde a la segunda derivada del potencial de superficie (He y Cohen, 1992b). El potencial Laplaciano ha sido evaluado de manera no invasiva en estudios de la actividad ECG (He y Cohen, 1992b), la actividad muscular en los músculos tibial anterior (Farina y Cescon, 2001), extensor digiti minimi (Farina y Cescon, 2001), bíceps braquial (Farina y Cescon, 2001) y el masetero (Castroflorio et al., 2013). Además, ha permitido evaluar la actividad mioeléctrica intestinal (Garcia-Casado et al., 2014), electrohisterográfica (Alberola-Rubio et al., 2013); y electroencefalográfica (Besio et al., 2006b; Feltane et al., 2012). Un método directo y simple para estimar el potencial de Laplaciano de superficie es el uso de los llamados electrodos Laplacianos o electrodos de anillos concéntricos que se componen de un disco central con uno o más anillos concéntricos exteriores (Alberola-Rubio et al., 2013; Castroflorio et al., 2013; Farina y Cescon, 2001; Garcia-Casado et al., 2014; He y Cohen, 1992b; Prats-Boluda et al., 2012; Walters et al., 2013). La diferencia de voltaje es calculada entre los anillos exteriores y el disco interior. Este tipo de electrodos ha demostrado ser ventajoso para reducir los problemas de orientación que presentan las configuraciones monopolar y bipolar (Farina y Cescon, 2001).

Según su fabricación, estos electrodos pueden ser secos o pre gelificados, rígidos o flexibles. Las señales registradas a partir de los electrodos concéntricos son en general pre amplificadas cerca del electrodo. Actualmente, el diseño y desarrollo de los electrodos de anillos concéntricos ha dado como resultado la aparición de mejoras en su diseño dependiendo de la aplicación a estudiar (Besio et al., 2006b; Prats-Boluda et al., 2012).

En el presente capítulo fue estudiada la actividad EMG registrada de manera convencional y utilizando un electrodo de anillo concéntrico (EMGL). Tres músculos han sido los estudiados para caracterizar la actividad EMGL. En primer lugar, la actividad EMG y EMGL fue registrada sobre el músculo bíceps. Para este fin, la señal electromiográfica fue adquirida durante el reposo y al efectuar un protocolo de contracción voluntaria isométrica para el estudio de la fatiga muscular en el bíceps. En segundo lugar, la actividad EMG fue registrada de manera convencional y mediante el uso de un electrodo de anillos concéntricos (EMGdiL) colocado en la parte baja del pecho. Se realizaron dos maniobras inspiratorias. Una de tipo estática basada en la maniobra de Müller y otra de tipo dinámica que consiste en realizar un protocolo de carga incremental inspiratoria utilizando un dispositivo para el entrenamiento de la musculatura inspiratoria. En tercer lugar, la actividad del músculo esternocleidomastoideo (SCM) fue también registrada mediante el uso de un electrodo de anillo concéntrico durante un protocolo de carga incremental inspiratoria. La actividad muscular de los tres músculos estudiados fue evaluada a través de diferentes parámetros de amplitud y frecuencia.

7.2 Materiales y métodos

En presente capítulo, la actividad electromiográfica fue registrada de manera no invasiva mediante el uso de electrodos convencionales en configuración bipolar y electrodos de anillos concéntricos sobre el músculo bíceps, diafragma y esternocleidomastoideo. Tres tipos de electrodos de anillos concéntricos fueron utilizados, dos de ellos fueron prototipos y el otro fue de fabricación comercial.

Los electrodos de anillos concéntricos permiten estimar el potencial Laplaciano de superficie, el cual tiene su base matemática en la ecuación de Laplace y que en un sistema de coordenadas cartesianas (x , y y z) está definido como:

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} = 0 \quad (7.1)$$

donde ϕ es la distribución del potencial bioeléctrico.

Considerando como origen un punto P , donde el eje z es ortogonal a la superficie del cuerpo, la ecuación de Laplace puede ser reescrita como:

$$Ls = -\frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} = \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} \quad (7.2)$$

donde Ls está definido como la estimación del potencial Laplaciano de superficie.

Teniendo en cuenta la ecuación de Poisson en condiciones cuasi estáticas

$$\nabla^2 \phi = -\rho/\epsilon = \nabla \cdot J/\sigma \quad (7.3)$$

el potencial Ls puede reescribirse como

$$Ls = -\frac{1}{\sigma} \frac{\partial J_z}{\partial z} = \frac{1}{\sigma} \frac{\partial J_x}{\partial x} + \frac{1}{\sigma} \frac{\partial J_y}{\partial y} \quad (7.4)$$

$$Ls = -\rho_{eq}/\epsilon \quad (7.5)$$

donde σ es la conductividad eléctrica, J es la densidad de corriente, siendo J_x y J_y sus componentes tangenciales, J_z es la componente normal de la densidad de corriente, ρ_{eq} es la densidad de carga equivalente, la cual depende solo de las componentes x y y , mientras que ϵ es la constante dieléctrica (He y Cohen, 1992b; He et al., 1997; Prats-Boluda et al., 2007).

El potencial Laplaciano de superficie es negativamente proporcional a la divergencia en dos dimensiones de las componentes tangenciales de la densidad de corriente y es proporcional a la derivada de la componente ortogonal de la corriente (He y Cohen, 1992b; He et al., 1997; Wu et al., 1999). Permite reducir el efecto de emborronamiento debido al volumen conductor (conformada por las capas de tejido del cuerpo) por donde viaja la señal eléctrica y que en

consecuencia es atenuada. El potencial Laplaciano de superficie mejora la resolución espacial bioeléctrica cercana al punto de medida, proporcionando mayores detalles en la localización y diferenciación de múltiples fuentes de dipolos simultáneos (He y Cohen, 1992b; He et al., 1997; Wu et al., 1999). Esto permite que los registros del potencial Laplaciano de superficie sean más nítidos o pronunciados (debido a la segunda derivada espacial) en comparación a los registros convencionales. El potencial Laplaciano de superficie puede interpretarse además como el resultante de un filtrado espacial pasa altas que asigna más pesos a los dipolos bioeléctricos adyacentes (mayor sensibilidad) a los puntos de registro en la superficie (ortogonales), rechazando la actividad de señales no deseadas originadas en fuentes distantes (tangenciales). El potencial Laplaciano de superficie puede ser estimado mediante el uso de:

- Arreglos de electrodos monopolares: permiten el registro discreto del potencial Laplaciano de superficie. Utilizado inicialmente para el estudio de las señales electroencefalográficas, este método consiste en registrar el potencial de superficie mediante el uso de un arreglo discreto (por ejemplo, electrodos monopolares en cruz), (Hjorth, 1975). Su aporte también se ha visto reflejado en el estudio de señales electrocardiográficas (He y Cohen, 1992b), electroencefalográficas (Hjorth, 1975; Nunez et al., 1994), electromiográficas (Fukuoka et al., 2013; Ollivier et al., 2005; Reucher et al., 1987a, 1987b), electrohisterograficas (Alberola-Rubio et al., 2013) y electroenterográficas (Prats-Boluda et al., 2007). Aunque de fácil implementación, el uso de este arreglo discreto de electrodos tienen como desventajas el uso de una instrumentación más compleja, la cual incluye un mayor número de amplificadores los cuales deben mantener iguales sus características. Además, su uso involucra una gran zona de registro y la estimación del potencial Laplaciano de superficie debe realizarse mediante métodos computacionales (Prats-Boluda et al., 2011).
- Electrodos de anillos concéntricos: permiten medir directamente el potencial Laplaciano de superficie de una forma más directa mediante el uso de electrodos conformados por un disco central y anillos concéntricos (Alberola-Rubio et al., 2013; Besio y Chen, 2007; Besio et al., 2006a, 2006b; Castroflorio et al., 2013; Farina y Cescon, 2001; Feltane et al., 2012; Garcia-Casado et al., 2014; Kim et al., 2012; Koka y Besio, 2007; Makeyev et al., 2016; Prats-Boluda et al., 2015, 2012, 2011; Walters et al., 2013; Ye-Lin et al., 2015). Estos electrodos tienen la ventaja de reducir el problema de orientación de las configuraciones convencionales lo cual es un requisito necesario a tomar en cuenta previo al registro de las señales de origen electromiográfica (Farina y Cescon, 2001).

En el presente capítulo hemos utilizado tres tipos de electrodos de anillos concéntricos mostrados en la Figura 7. 1. La parte superior de la Figura 7. 1 muestra las diferentes configuraciones de anillos concéntricos utilizadas y en la parte inferior se muestran los diseños de electrodos utilizados.

- Electrodo de anillo concéntrico tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB): esta configuración está compuesta por un disco central, un anillo interno y un anillo externo el cual está cortocircuitado eléctricamente con el disco central como se ilustra en la Figura 7. 1 (Garcia-Casado et al., 2014; Prats-Boluda et al., 2012). Esta configuración es una de las que proporciona mejor resolución espacial (Besio et al., 2006b). La Figura 7. 1 a muestra dos electrodos TCB (lado izquierdo y derecho) con similares características que son utilizados y que denominamos TCB1 y TCB2, respectivamente.
- Electrodo de anillo concéntrico en configuración tripolar (ACT): esta configuración está compuesta de un disco central, un anillo interno y un anillo externo. A diferencia de la configuración TCB el anillo externo no se cortocircuita como se ilustra en la Figura 7. 1 b.
- Electrodo de anillo concéntrico en configuración bipolar (ACB): esta configuración está compuesta por un disco central y un solo anillo externo como se ilustra en la Figura 7. 1 c.

Estos electrodos pueden incorporar un circuito preacondicionador de señal alimentado por baterías, como es el caso del electrodo TCB1 y TCB2 (Alberola-Rubio et al., 2013) mostrados en la Figura 7. 1. Además, según su fabricación, los electrodos de anillos concéntricos pueden ser tipo flexible (Alberola-Rubio et al., 2013; Kim et al., 2012) o rígido (Besio y Chen, 2007; Prats-Boluda et al., 2011). En el presente trabajo hemos implementado el uso de electrodos flexibles ya que pueden adaptarse mejor al contorno del cuerpo. Las dimensiones de las diferentes configuraciones utilizadas se muestran en la Tabla 7. 1.

Los electrodos TCB1, TCB2 y ACT fueron desarrollados en la Universidad Politécnica de Valencia, por el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería en colaboración con el Grupo de Desarrollo Electrónico y Sensores Impresos, en Valencia, España. El electrodo ACB es de tipo comercial, pregelificado y desechable (Code®, Spes Medica, Génova, Italia). Para el caso particular de uso de los electrodos TCB1 y TCB2, es importante destacar que aunque son dos versiones distintas del electrodo TCB, sus dimensiones son similares, por lo que sus registros de señales serán similares.

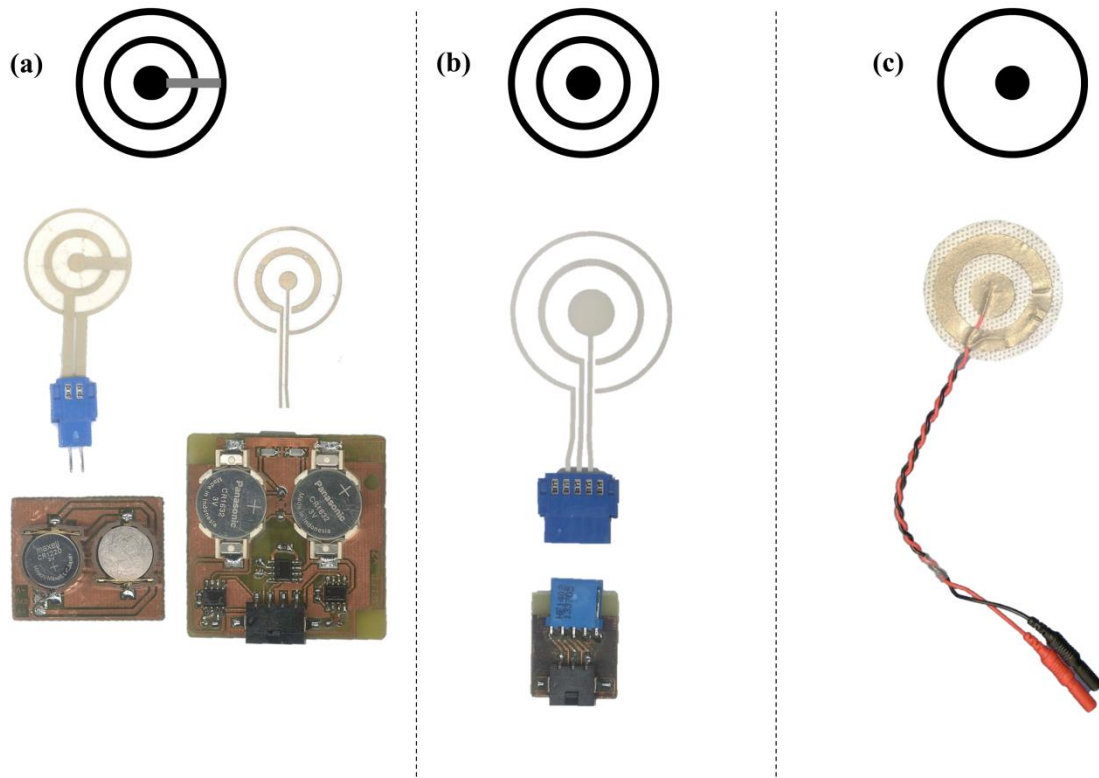


Figura 7. 1 Familia de electrodos de anillos concéntricos utilizados para el registro de señales electromiográficas. La parte superior muestra las diferentes configuraciones mientras que la parte inferior muestra los diferentes diseños empleados para el registro de la señal electromiográfica. (a) electrodo de anillo concéntrico tripolar en configuración cuasi bipolar TCB1 (izquierda) y TCB2 (derecha), (b) electrodo de anillo concéntrico en configuración tripolar (ACT), (c) electrodo de anillo concéntrico en configuración bipolar (ACB).

Tabla 7. 1 Dimensiones de los diferentes tipos de electrodos de anillos concéntricos utilizados

Configuración anillo externo (mm)	Radio				
	Disco central (mm)	Interno anillo interno (mm)	Externo anillo interno (mm)	Interno anillo externo (mm)	Externo anillo externo (mm)
TCB1	2.0	5.5	7.5	11.0	12.0
TCB2	2.0	6.0	7.4	11.4	12.0
CT	5.2	10.2	11.8	17.1	18.0
CB	8.0	-	-	14.0	21.0

7.2.1 Procedimiento para el registro de la actividad electromiográfica en el bíceps

El registro de señales se llevó a cabo en dos sujetos sanos, varones y sin antecedentes de enfermedades del sistema músculo esquelético. La Tabla 7. 2 muestra los datos antropométricos de los sujetos estudiados.

Tabla 7. 2 Datos antropométricos de los sujetos registrados

Sujeto	masa (kg)	altura (m)	edad (años)	IMC (kg/m ²)
S1	83.00	1.69	31	29.06
S2	93.00	1.80	41	28.70
media ± SD	88.00 ± 7.07	1.75 ± 0.08	36.00 ± 7.07	28.88 ± 0.25

IMC: índice de masa corporal, SD: desviación estándar.

La actividad EMG se registró en el músculo bíceps braquial del brazo derecho. Se realizaron dos registros descritos a continuación.

- En descanso. Los sujetos mantuvieron relajado el brazo sin sostener carga alguna.
- Durante una contracción isométrica sostenida con una carga alta. Los sujetos sostuvieron una mancuerna de 18 kg.

Los sujetos permanecieron sentados con el brazo derecho cerca del tronco. En ambos registros el brazo y el antebrazo se flexionaron a 90°, ángulo de máxima eficacia del bíceps (Langenderfer et al., 2005). Cada registro duró alrededor de 30 s.

La piel fue exfoliada con un gel abrasivo (Nuprep, Weaver and Company, Aurora, CO, EE.UU.) y limpiada con alcohol para reducir la impedancia de la piel (De Luca, 1997). El electrodo TCB1 fue colocado entre los electrodos de disco en configuración bipolar (DCB), manteniendo una distancia inter electrodo de 50 mm con la intención de registrar la misma zona del bíceps de manera simultánea. Los electrodos DCB y TCB fueron colocados a mitad de distancia entre la zona de inervación del bíceps y el tendón distal (Hermens et al., 2000), como se ilustra en la Figura 7. 2.

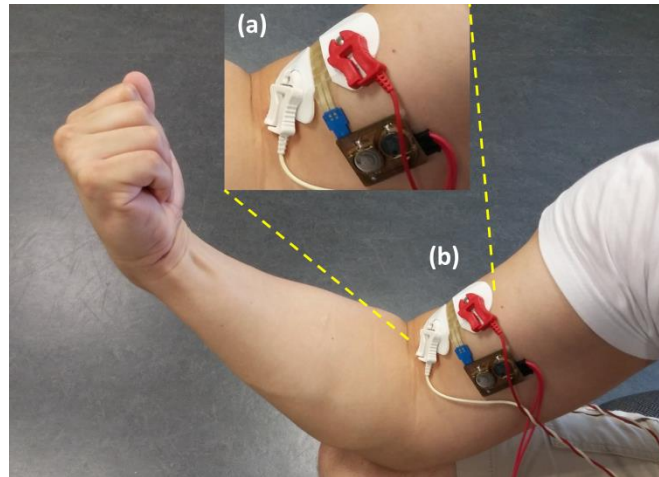


Figura 7. 2 (a) Electrodo de anillo concéntrico tripolar en configuración bipolar (TCB1) colocado entre electrodos de disco en configuración bipolar (DCB). (b) Posición de ambas configuraciones de electrodos en el músculo bíceps.

Las señales EMG fueron registradas a través de un sistema modular de amplificación (EMG 100C, Biopac Systems, Inc. Santa Bárbara, CA, EE.UU.) con un filtro pasa banda analógico, con frecuencias de corte de 1 y 500 Hz y una ganancia de 500. Las señales fueron registradas a una frecuencia de muestreo de 2000 Hz.

7.2.2 Análisis y procesamiento de las señales registradas en el bíceps durante contracciones isométricas sostenidas

Las señales EMG fueron filtradas digitalmente paso bajo utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden y de fase cero con frecuencias de corte de 10 y 500 Hz. La densidad espectral de potencia (DEP) fue estimada utilizando el periodograma modificado mediante el método de Welch (ventana Hamming, 0.4 s de duración, 4096 puntos de cálculo, y 50 % de solapamiento) en segmentos de 1 s de duración. Los siguientes parámetros fueron calculados para estudiar el nivel de ruido y ancho de banda efectivo de las señales registradas.

- El ratio señal ruido (SNR): fue utilizado para comparar la calidad del espectro de los registros bipolares y con anillos concéntricos. El SNR fue calculado como la relación entre la energía de una ventana de 5 s en una contracción isométrica sostenida (E_I) y durante el reposo (E_0) de acuerdo a:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{E_I}{E_0} \right) \quad (7.6)$$

El SNR fue analizado en sub bandas de 10 Hz entre los 10 y 300 Hz en el espectro de la señal EMG.

- El porcentaje acumulativo del espectro de potencial (CmPs): fue utilizado para comparar la distribución espectral en los registros electromiográficos. Se calcula como:

$$CmPs(f) = \frac{\int_{f_1}^f PS(f)df}{\int_{f_1}^{f_2} PS(f)df} \cdot 100 \quad (7.7)$$

donde $PS(f)$ es el espectro de potencia de la señal electromiográfica, y f_1 y f_2 representan las bajas y altas frecuencias, es decir 10 Hz y 300 Hz, respectivamente.

La fatiga muscular fue evaluada utilizando los siguientes índices de amplitud y frecuencia.

- Valor rectificado medio (ARV): parámetro de amplitud expresado como el valor promedio absoluto y dado por:

$$ARV = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_n| \quad (7.8)$$

donde x_n el valor de la señal electromiográfica, y n es el número total de muestras.

- Frecuencia mediana (MDF): definida como la frecuencia que divide el espectro de potencia de la señal electromiográfica en dos partes de iguales.

$$\int_{f_1}^{MDF} PS(f) \cdot df = \int_{MDF}^{f_2} PS(f) \cdot df \quad (7.9)$$

- Índice de fatiga de Dimitrov: definido como el ratio del momento espectral de orden (-1) y el momento espectral de orden (5), (Dimitrov et al., 2006).

$$FInsm5 = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f^{-1} \cdot PS(f) \cdot df}{\int_{f_1}^{f_2} f^5 \cdot PS(f) \cdot df} \quad (7.10)$$

El orden (-1) del índice de Dimitrov resalta aquellos cambios que se presentan a bajas frecuencias (orden -1), mientras que el orden (5) resalta aquellos cambios que se dan en altas frecuencias. f_1 y f_2 representan las frecuencias a las que se evalúa el espectro de la señal EMG. Todos los parámetros fueron calculados utilizando una ventana móvil 1 s. Se utilizó la regresión lineal para estudiar la tendencia de los parámetros durante las tareas de contracción.

Los parámetros ARV y FInsm5 fueron normalizados con respecto a los valores alcanzados al inicio del estudio.

7.2.3 Procedimiento para el registro de la actividad electromiográfica en el diafragma durante una maniobra estática

El sujeto 1 del apartado 7.2.1 fue registrado en este estudio. Se instruyó al sujeto a sentarse cómodamente en una silla y mantenerse erguido con los brazos junto cuerpo, sin moverse o hablar mientras respiraba a través de una boquilla y llevaba un clip nasal para prevenir el intercambio de aire a través de las fosas nasales. El estudio llevado a cabo consiste en la adquisición de la señal EMGdi durante una maniobra de respiración sostenida (MRS) y una maniobra estática inspiratoria (MEI), basada en la técnica de Müller (Terris et al., 2000) que permite activar el diafragma en respuesta a una inspiración forzada. Durante la MRS se interrumpe la actividad respiratoria por alrededor de 15 s. En la MEI el sujeto respira a través de un tubo en T ocluido y con una pequeña fuga para evitar el cierre de la glotis (ATS/ERS, 2002). Primero, se le pidió al sujeto que efectuara tres presiones inspiratorias máxima (PIM) durante un máximo de 2 s y con intervalos de reposo de 1 min (ATS/ERS, 2002). De las PIM realizadas se tomó el valor más alto. Posteriormente, el sujeto realizó una MEI, la cual consiste en ejercer una presión inspiratoria en boca (Pmouth) del 80 % PIM elegida durante 10 s. Se animó al sujeto a mantener la presión inspiratoria objetivo mientras seguía una guía visual en un monitor.

Previo a la colocación de los electrodos, la piel cercana a la zona de aposición del (región torácica) fue ligeramente exfoliada (Nuprep, Weaver and Company, Aurora, CO, EE.UU.) y limpiada con alcohol para mejorar la impedancia de contacto. En este apartado fue utilizado el electrodo TCB2. Al igual que lo señalado para el registro EMG en el bíceps, el electrodo TCB2 fue colocado entre los electrodos de DCB como se ilustra en la Figura 7. 3 a, manteniendo una distancia entre electrodo de 50 mm. El conjunto de electrodos fue colocado en el séptimo y octavo espacio intercostal, lateral a la línea media clavicular, en el hemidiafragma derecho como se representa en la Figura 7. 3. b. La adhesión de los electrodos a la piel se reforzó utilizando una cinta adhesiva. Se colocó además un electrodo de referencia en el tobillo izquierdo.

Los electrodos fueron conectados a un módulo amplificador (EMG 100C, Biopac Systems, Inc.) utilizando una ganancia de 500. Además, la actividad ECG fue registrada a partir de la derivación I en los brazos utilizando un amplificador modular (ECG 100C, Biopac Systems, Inc.) con una ganancia de 500. De manera simultánea fue registrada la Pmouth utilizando una boquilla conectada a un tubo en T, a un transductor de presión diferencial (TSD160, Biopac Systems, Inc.) y a un amplificador diferencial (DAC 100C, Biopac Systems, Inc.) con una ganancia de 50 y un filtro pasa bajos analógico con una frecuencia de corte de 300 Hz. La frecuencia de muestreo utilizada fue 1000 Hz.

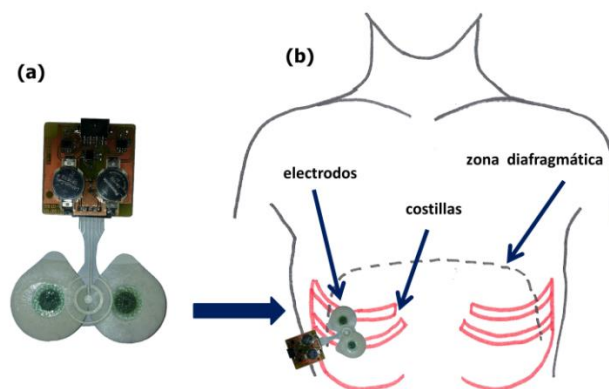


Figura 7. 3 (a) Electrodo de anillo concéntrico tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB2) colocado entre electrodos de disco en configuración bipolar (DCB). (b) Posición de ambas configuraciones de electrodos entre el séptimo y octavo espacio intercostal, lateral a la línea media clavicular y en la región del hemidiafragma derecho.

7.2.4 Análisis y procesamiento de las señales registradas en el diafragma durante una maniobra estática

Los registros EMGdi realizados con los electrodos de DCB y TCB2 fueron filtrados digitalmente paso banda utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden y de fase cero con frecuencias de corte de 10 y 300 Hz. Las señales EMGdi registradas con ambas configuraciones de electrodos fueron evaluadas de manera similar a lo presentado en el apartado 7.2.2 para el estudio en el bíceps. La DEP fue estimada utilizando el periodograma modificado mediante el método de Welch (ventana Hamming, 0.2 s de duración, 4096 – puntos FFT, y 50 % de solapamiento) en segmentos de 1 s de duración. Para el análisis de la señal EMGdi el espectro fue evaluado entre los 10 y 300 Hz.

La calidad de la señal EMGdi fue evaluada mediante el cálculo del SNR como la relación entre la energía de una ventana de 5 s de la MEI (E_I) y durante la MRS (E_0), en bandas de 10 Hz. Además, se evaluó el CmPs.

Para cuantificar la evolución de la fatiga muscular del diafragma, fueron calculados los parámetros ARV, MDF y FInsm5.

7.2.5 Procedimiento para el registro de la actividad electromiográfica en el diafragma durante una maniobra dinámica

El sujeto 1 del apartado 7.2.1 participó nuevamente en este estudio. El sujeto se sentó en una silla cómoda mientras llevaba un clip desechable en la nariz desechable para evitar la respiración nasal. En primer lugar, el sujeto llevó a cabo una MRS durante 12 s. Acto seguido, realizó una maniobra dinámica inspiratoria (MDI), que consiste en respirar contra una carga

inspiratoria. Durante la MDI, el sujeto inhaló por una boquilla unida a un dispositivo para el entrenamiento de los músculos respiratorios (Threshold IMT, Philips Respironics, Ámsterdam, Países Bajos) y que sostuvo con la mano derecha. Durante la fase inspiratoria, este dispositivo proporciona una presión inspiratoria umbral, independiente del flujo, que aumenta la actividad de los músculos inspiratorios (de Andrade et al., 2005), mientras que en la fase espiratoria no hay imposición de carga. El sujeto debe ejercer una presión inspiratoria necesaria para abrir la válvula del dispositivo de IMT con el fin de respirar. La MDI se llevó a cabo en cuatro etapas de 1 minuto de duración cada una: a volumen tidal (VT) y luego utilizando el dispositivo IMT con valores de la carga inspiratoria de 17, 29 y 41 cm de H₂O. Antes del estudio, el área de la piel fue exfoliada y limpiada con alcohol para asegurar el contacto de baja impedancia entre la piel y los electrodos como se ha descrito en los apartados 7.2.1 y 7.2.2.

Para el registro de la actividad EMGdi de manera convencional, fueron utilizados un par de electrodos de DCB. Además, se utilizó un electrodo flexible de ACT para registrar dos señales adicionales de EMGdi. El electrodo de ACT fue colocado entre los electrodos de DCB el cual tenía una distancia entre electrodos de 50 mm (Figura 7. 4 a). Una señal fue extraída entre el anillo externo y el disco central del electrodo de ACT. Otra señal fue extraída entre el anillo interno y el disco central del electrodo de ACT. El conjunto de electrodos se colocó en la parte inferior izquierda del pecho, entre el séptimo y octavo espacio intercostal en la línea medio clavicular, como se muestra en la Figura 7. 4 b. Para asegurar un registro simultáneo en la zona diafragmática, ambos electrodos se fijaron a la piel del sujeto utilizando cinta adhesiva.

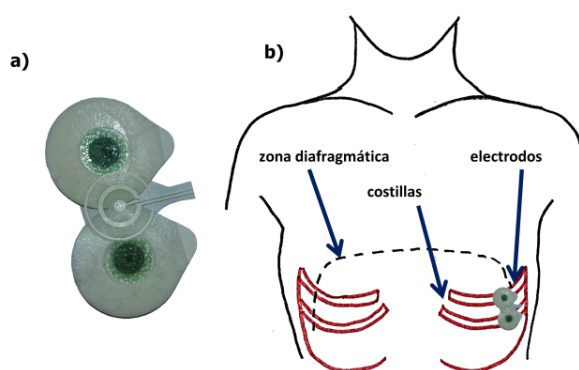


Figura 7. 4 (a) Electrodo de anillo concéntrico tripolar (ACT) colocado entre electrodos de disco en configuración bipolar (DCB). (b) Posición de ambas configuraciones de electrodos entre el séptimo y octavo espacio intercostal, lateral a la línea media clavicular y en la región del hemidiafragma izquierdo.

Los electrodos de anillos concéntricos son comúnmente de tipo seco (Prats-Boluda et al., 2011). En el presente apartado, para mejorar la calidad de las señales EMGdi registradas, el área de contacto del electrodo de ACT fue cuidadosamente impregnada con gel (Signa Gel, Parker Laboratories, Inc., Fairfield, NJ, USA). Todas las señales EMGdi fueron amplificadas con una ganancia de 2000 y filtradas entre 1 y 500 Hz utilizando amplificadores de tipo modular (EMG 100C, Biopac Systems Inc.). Para monitorear la actividad cardíaca, la señal ECG fue registrada utilizando la derivación I, conectada a un amplificador modular (ECG 100C, Biopac Systems Inc.) con una ganancia de 2000 y filtrada de manera análoga con un filtro pasa altas con una frecuencia de corte de 0.5 Hz. Por otra parte, el flujo de aire (AF) fue registrado utilizando un transductor neumotacógrafo (TSD107B, Biopac Systems Inc.), conectado a un amplificador modular (DAC100C, Biopac Systems Inc.) y filtrado pasa bajas de manera análoga con una frecuencia de corte de 300 Hz usando una ganancia de 1000. Todas las señales capturadas fueron muestreadas a 2000 Hz.

7.2.6 Análisis y procesamiento de las señales registradas en el diafragma durante una maniobra dinámica

La identificación de los ciclos respiratorios y la detección del inicio y fin del período inspiratorio se realizó utilizando los cruces por cero de la señal AF. La detección del pico de la onda R de los complejos QRS se realizó analizando la señal de ECG (Pan y Tompkins, 1985). Las señales EMGdi fueron filtradas digitalmente paso banda utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden y de fase cero, con frecuencias de corte de 10 y 300 Hz. La DEP fue estimada utilizando el periodograma modificado mediante el método de Welch (ventana Hamming, 0.5 s de duración, 4096 – puntos FFT, y 50 % de solapamiento) en segmentos de 1 s de duración. El espectro de potencia de la señal EMGdi fue analizado entre 10 y 100 Hz. Además, se evaluó el CmPs para evaluar la distribución espectral de la señal EMGdi y estimar su ancho de banda.

Para evaluar la influencia de la actividad cardíaca, las señales EMGdi fueron analizadas en dos segmentos de señal: con y sin ruido cardíaco (WCN y NCN, respectivamente). Se consideró que la interferencia ECG más relevante es debida a los complejos QRS. Por lo tanto, los segmentos de señal de la EMGdi entre 125 ms antes y 125 ms después del pico de la onda R fueron considerados como segmentos WCN. Por el contrario, los segmentos de señal entre 125 ms después de un pico R y 125 ms antes del siguiente pico R se consideraron como segmentos NCN. La relación entre la potencia de las secciones NCN y WCN se analizó en todas las señales EMGdi para cada frecuencia del espectro, entre 10 y 100 Hz, y para todo el espectro de frecuencias.

La amplitud de las señales EMGdi fue analizada utilizando la entropía muestral con valores de tolerancia fijos (fSampEn) y denominada como EMGdi-fSampEn. El parámetro m de

la fSampEn se fijó a 1 mientras que el parámetro r se fijó a 0.3 veces la desviación estándar de la señal EMGdi tal como se presentó en el capítulo 6. Se utilizó una ventana móvil de análisis de 1 s con pasos de 0.1 s. Acto seguido, se estimó el NRD a partir de la señal EMGdi-fSampEn calculando el valor pico en cada ciclo inspiratorio. Seguidamente, estos valores fueron normalizados por el valor medido a la carga más baja.

7.2.7 Procedimiento para el registro de la actividad electromiográfica en el músculo esternocleidomastoideo durante una maniobra dinámica

En este apartado, la actividad electromiográfica fue registrada en el músculo esternocleidomastoideo (EMGsc) en cinco sujetos sanos y no fumadores sin condiciones médicas relevantes. En la Tabla 7. 3 aparecen los datos antropométricos de los sujetos estudiados.

Tabla 7. 3 Datos antropométricos de los sujetos registrados

Sujeto	masa (kg)	altura (m)	edad (años)	IMC (kg/m ²)
S1	82.00	1.70	32	28.37
S2	92.00	1.90	43	25.48
S3	73.00	1.75	32	23.84
S4	80.00	1.71	34	27.36
S5	70.00	1.75	35	22.86
media ± SD	79.40 ± 8.59	1.76 ± 0.08	35.20 ± 4.55	25.58 ± 2.31

IMC: índice de masa corporal, SD: desviación estándar.

Similar al procedimiento descrito en el apartado 7.2.5, los sujetos fueron sometidos a una prueba respiratoria que consiste en realizar 4 series respiraciones cada una con 1 min de duración, con 2 minutos de descanso entre ellos. Inicialmente, los sujetos inhalaban sin carga inspiratoria. Posteriormente, respiraron por la boca mediante la imposición de una carga inspiratoria ajustado a un nivel de 19, 29 y 41 cm H₂O usando un dispositivo IMT. Durante la prueba, los sujetos se sentaron en una silla mientras llevaban un clip nasal en la nariz para evitar fugas a través de las fosas nasales. Se animó a los sujetos visualizar una pantalla de ordenador para mantener el patrón de respiración. La frecuencia respiratoria se estableció en 15 respiraciones por minuto y el tiempo inspiratorio fraccional fue ajustado a 0.42.

La señal EMGsc fue registrada en el cuello sobre el músculo esternocleidomastoideo (Figura 7. 5 a) usando un electrodo de ACB. A diferencia del electrodo de ACT utilizado en el

apartado 7.2.5, el electrodo de ACB está conformado solamente de un disco central interior y un anillo externo por lo que solo puede extraerse una señal EMGdi. Un electrodo común fue colocado en el tobillo. La piel de los sujetos fue ligeramente exfoliada con un gel abrasivo (Nuprep, Weaver and Company) y limpiada con alcohol. Como se muestra en la Figura 7. 5 b, el electrodo ACB se colocó sobre la mitad inferior izquierda del cuello, sobre el músculo esternocleidomastoideo localizado mediante la palpación directa (Falla et al., 2002).

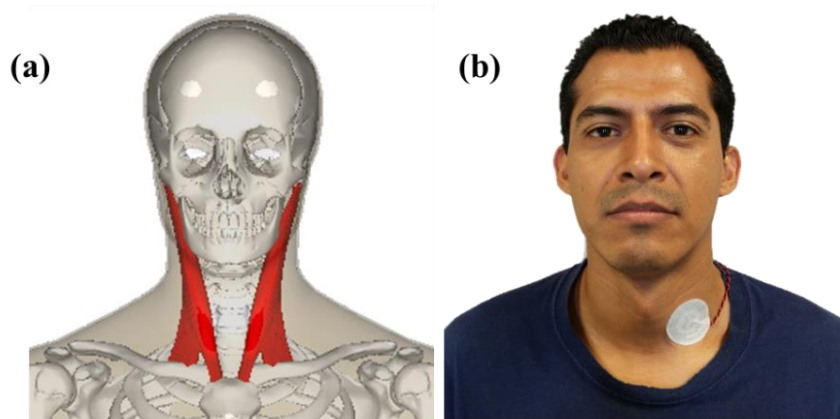


Figura 7. 5 (a) Vista anatómica de la localización del músculo esternocleidomastoideo a ambos lados del cuello. Colocación de un electrodo de anillo concéntrico en configuración bipolar (ACB) en la parte inferior izquierda del cuello sobre el músculo esternocleidomastoideo.

El electrodo de ACB se conectó a un amplificador modular (EMG 100C, Biopac Systems, Inc.) que utiliza un filtro pasa banda analógico, con frecuencias de corte de 1 y 500 Hz y una ganancia de 500. La señal Pmouth fue registrada utilizando un transductor de presión diferencial (TSD160, Biopac Systems, Inc.) conectado a un amplificador diferencial (DAC 100C, Biopac Systems, Inc.) con una ganancia de 50, y un filtro pasa bajos analógico con una frecuencia de corte de 300 Hz. Las señales Pmouth y EMGsc fueron muestreadas a una frecuencia de 2000 Hz.

7.2.8 Análisis y procesamiento de las señales registradas en el músculo esternocleidomastoideo durante una maniobra dinámica

La señal EMGsc fue filtrada digitalmente paso bandas utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden y de fase cero con frecuencias de corte de 5 y 400 Hz. La fSampEn fue utilizada para estimar las variaciones de amplitud en la señal EMGsc (EMGsc-fSampEn). Para el cálculo de la fSampEn fue utilizado un valor de m igual a 1 y un valor de r igual a 0.3 veces igual a la

desviación estándar de la señal EMGsc. Además, fue utilizada una ventana de análisis de 1 s con pasos de 0.1 s sobre la señal EMGsc.

Con el fin de cuantificar el grado de asociación lineal entre la señal Pmouth y el uso de la señal EMGsc-fSampEn fue evaluado el coeficiente de correlación de Pearson (R) a los diferentes niveles de la carga inspiratoria. Además, fue calculado el NRD sobre la señal EMGsc-fSampEn. Para ello, los valores pico fueron detectados en cada uno de los períodos respiratorios de la señal EMGsc-fSampEn a los diferentes niveles de carga inspiratoria y luego promediados. Seguidamente, estos valores fueron normalizados utilizando el valor promedio correspondiente a la carga más baja. Del mismo modo en que se evalúa el esfuerzo de los músculos inspiratorios, fueron promediados los valores pico dentro de cada ciclo inspiratorio de la señal Pmouth a los diferentes niveles de carga inspiratoria.

Por otra parte, fueron evaluadas diferentes representaciones tiempo-frecuencia que nos permitan estimar la frecuencia central instantánea de la señal de EMGsc registrada durante una contracción muscular. Además, se estudió la relación entre la frecuencia central instantánea de la señal de EMGsc durante la contracción. De este modo, podemos evaluar si las características tiempo-frecuencia de la señal de EMGsc son adecuadas para el estudio de la actividad contráctil respiratoria del esternocleidomastoideo. En el presente apartado, para el estudio de la señal EMGsc se analizaron las 8 siguientes representaciones en tiempo-frecuencia (RTF): el espectrograma (SPEC), el escalograma usando la ondícula Morlet (SCAL), la distribución Wigner-Ville (WVD), la distribución Choi-Williams (CHWD), dos distribuciones exponenciales generalizadas (GED1 y GED2), la distribución Born-Jordan (BJD) y la distribución Cone-Kernel (CKD).

La SPEC es calculada como el cuadrado de la magnitud de la transformada corta de Fourier ($STFT$)

$$SPEC(t, f) = |STFT|^2 \quad (7.11)$$

donde la STFT se define como:

$$STFT(t, f) = \int_{t'} x(t') \gamma^*(t - t') e^{-j2\pi f t'} dt \quad (7.12)$$

siendo $x(t)$ la señal en el dominio del tiempo y γ^* el complejo conjugado de la ventana móvil de análisis.

En forma similar, el SCAL es calculado como la magnitud al cuadrado de la Transformada Wavelet (WT)

$$SCAL(t, f) = |WT|^2 \quad (7.13)$$

donde la WT se define como:

$$WT(t, f) = \int_{t'} x(t') \sqrt{\frac{f}{f_0}} \gamma^* \left(\frac{f}{f_0} t' - t \right) dt' \quad (7.14)$$

donde en este caso, $\gamma^*(t)$ es el complejo conjugado de la ondícula analizada. El primer escalograma analizado (ESC1) se obtuvo utilizando la ondícula Morlet de tipo:

$$\gamma(t) = e^{j2\pi \frac{k}{8} t} e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (7.15)$$

Las siguientes cinco RTF estudiadas corresponden a las RTF cuadráticas miembros de la clase de Cohen generalizada (Cohen, 1989):

$$C(t, f, \phi) = \int_{\tau} \int_{\nu} \phi(\tau, \nu) A(\tau, \nu) e^{j2\pi(t\nu - f\tau)} d\nu d\tau \quad (7.16)$$

donde $A(\tau, \nu)$ corresponde a la función de ambigüedad de la señal $x(t)$ y que está definida como

$$A(\tau, \nu) = \int_t x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi\nu t} dt \quad (7.17)$$

siendo $\phi(\tau, \nu)$ el kernel que caracteriza a la RTF.

El kernel de la WVD es $\phi(\tau, \nu) = 1$.

Diferentes kerneles han sido propuestos, con el fin de atenuar los términos de interferencia que están presentes en la WVD. El kernel utilizado en la CHWD es:

$$\phi(\tau, \nu) = e^{-\frac{(\tau\nu)^2}{\sigma}} \quad (7.18)$$

donde el parámetro σ determina el compromiso entre el porcentaje de atenuación de los términos de interferencia en la RTF y la pérdida de resolución tiempo-frecuencia.

El kernel de la GED permite utilizar un porcentaje de atenuación diferente de la función de ambigüedad en las direcciones del tiempo y la frecuencia.

$$\phi(\tau, \nu) = e^{-\frac{\tau^{2M} \nu^{2N}}{\sigma}} \quad (7.19)$$

Hemos utilizado dos tipos de kerneles. El primero mejora la atenuación en la dirección del tiempo: $M = 2$ y $N = 1$ (GED1). El segundo mejora la atenuación en la dirección de la frecuencia: $M = 1$ y $N = 2$ (GED2).

El kernel que define la BJD es:

$$\phi(\tau, \nu) = \text{sinc}(\tau\nu) \quad (7.20)$$

Finalmente, el kernel utilizado en la CKD es:

$$\phi(\tau, \nu) = \text{sinc}(\tau\nu) e^{-2\pi\beta\tau^2} \quad (7.21)$$

Por cada RTF, se calculó la frecuencia central instantánea, y a partir de esta, fueron calculados dos parámetros en cada ciclo respiratorio:

- f1m: la media de la frecuencia central instantánea en la primera mitad de un ciclo inspiratorio.
- f2m: la media de la frecuencia central instantánea en la segunda mitad de un ciclo inspiratorio.

Para el análisis y comparación de las frecuencias f1m y f2m, se utilizó la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon (una cola). Se consideró un nivel de significación estadística de 0.05. Todos los electrodos de disco utilizados en el presente capítulo son desechables de Ag/Ag/Cl (área de contacto de diámetro 11 mm, pre-gelificado, electrodo de espuma 50 / PK - EL501, Biopac Systems, Inc., Santa Bárbara, CA, USA). Los amplificadores utilizados en los diferentes apartados del presente capítulo fueron siempre conectados a un sistema de adquisición de datos analógico a digital de 16 bits (MP150, Biopac Systems, Inc.) y a un ordenador para el almacenamiento y monitorización de las señales en tiempo real (v.3.2 software AcqKnowledge). Los sujetos involucrados en los tres estudios en donde fueron registradas las señales del bíceps, del diafragma y del músculo esternocleidomastoideo dieron su consentimiento escrito, y con la aprobación de la Junta de Revisión Institucional del Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), Barcelona, España. El registro de todas las señales se realizó en el Grupo de Procesamiento e Interpretación de Señales Biomédicas del IBEC.

7.3 Resultados

7.3.1 Análisis de las señales EMG registradas en el bíceps

En la Figura 7. 6 se muestran 10 s de la señal EMG registrada con los electrodos de DCB y el electrodo TCB1 en descanso y al realizar una contracción isométrica sostenida. Para observar la presencia de actividad ECG, se ha superpuesto la señal EMG filtrada digitalmente utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden y de fase cero con frecuencias de corte de 10 y 40 Hz. La actividad ECG se muestra en color rojo. Se puede apreciar que la actividad EMG del registro bipolar en descanso (Figura 7. 6 a) se ve más afectada por la interferencia ECG en comparación al registro con el electrodo TCB1 (Figura 7. 6 c). En el caso efectuarse una contracción isométrica sostenida, la amplitud de la señal aumenta debido a la actividad muscular (Figura 7. 6 b y d).

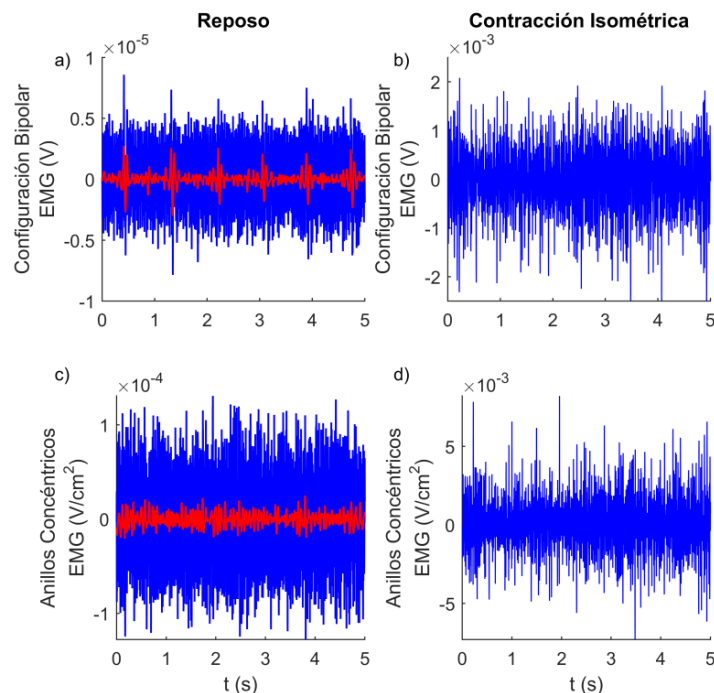


Figura 7. 6 Registro de 5 s de la EMG utilizando electrodos de disco en configuración bipolar (DCB) y un electrodo de anillos concéntricos tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB1) en un sujeto representativo durante el reposo (a y c, respectivamente) y durante una contracción voluntaria isométrica sostenida (b y d, respectivamente). Al ser filtradas las señales EMG entre 10 y 40 Hz se puede observar la actividad ECG (color rojo) durante el reposo.

La Figura 7. 7 muestra el porcentaje acumulativo del espectro de potencia de la señal EMG (CmPs) registrada en (a) reposo y (b) durante una contracción isométrica sostenida. En reposo, la energía acumulada al utilizar los electrodos de DCB mostró una tendencia exponencial, con una rápida acumulación de energía (más de 70% aproximadamente) de 10 Hz a 150 Hz y una lenta acumulación de energía de 150 Hz a 300 Hz. Por otra parte, la energía acumulada en los registros con el electrodo TCB1 muestra una tendencia lineal y que pudiese estar asociada al ruido de fondo. El CmPs de ambos registros muestra cambios abruptos en 50 Hz y 150 Hz, pero que fueron más altos en los registros de la CB y que refleja la interferencia de la línea eléctrica. La Figura 7. 7 b muestra el CmPs durante una contracción isométrica, donde se aprecia que la energía de los registros con el TCB1 se extiende a frecuencias más altas que el de los registros de DCB.

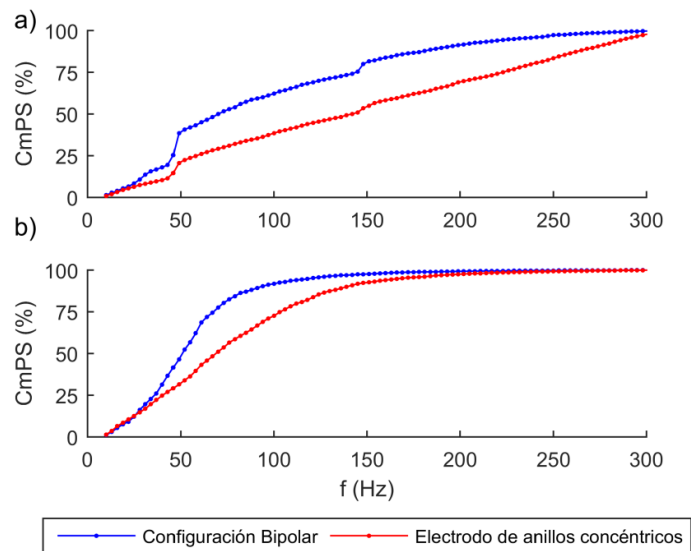


Figura 7. 7 Porcentaje acumulativo (CmPs) del espectro de potencia de la señal EMG registrada en un sujeto representativo con electrodos de disco en configuración bipolar (DCB) y un electrodo de anillos concéntricos tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB1) durante (a) descanso y durante (b) contracción isométrica voluntaria sostenida.

En la Tabla 7. 4 se reportan las frecuencias a las que el espectro de potencia de la señal EMG está entre un 5 % y 95 % del total ($f_{5\%}$ y $f_{95\%}$, respectivamente) durante el descanso y durante la realización de una contracción isométrica registrada con los electrodos de DCB y TCB1. Los resultados confirman que los registros con el electrodo TCB1 presentan un mayor ancho de banda en comparación al DCB durante el descanso ($f_{95\%} = 286.96$ Hz y 216.70 Hz, respectivamente) y durante la contracción isométrica ($f_{95\%} = 164.86$ Hz y 128.30 Hz, respectivamente).

CAPÍTULO 7: CARACTERIZACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS REGISTRADAS MEDIANTE ELECTRODOS CONCÉNTRICOS

Tabla 7. 4 Frecuencias correspondientes a las 5 % y 95 % de espectro de potencia durante el descanso y durante contracciones isométricas voluntarias sostenidas

Descanso	Disco		Anillos	
Sujeto	$f_{5\%}$ (Hz)	$f_{95\%}$ (Hz)	$f_{5\%}$ (Hz)	$f_{95\%}$ (Hz)
1	17.74	224.60	21.85	286.21
2	23.95	208.80	12.74	287.70
Media	20.85	216.70	17.30	286.96

Isométrica	Disco		Anillos	
Sujeto	$f_{5\%}$ (Hz)	$f_{95\%}$ (Hz)	$f_{5\%}$ (Hz)	$f_{95\%}$ (Hz)
1	15.39	119.80	14.52	168.31
2	15.14	136.80	16.04	161.40
Media	15.27	128.30	15.28	164.86

$f_{5\%}$ y $f_{95\%}$, corresponden a las frecuencias a las es espectro de potencia es un 5 % y 95 % del total, respectivamente. Disco: electrodos de disco en configuración bipolar (DCB). Anillos: electrodo de anillo concéntrico tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB1).

En la Figura 7. 8, se muestra el SNR de las señales EMG de los dos sujetos estudiados. Como se observa, el SNR disminuye con el incremento de la frecuencia. Sin embargo, se aprecia claramente que los registros con el electrodo de DCB presenta un mayor SNR que el de los registros con el electrodo TCB1. El valor máximo de SNR alcanzado al utilizarse el electrodo de DCB fue de 37.23 dB mientras al utilizarse el electrodo TCB1, este valor fue de 17.04 dB.

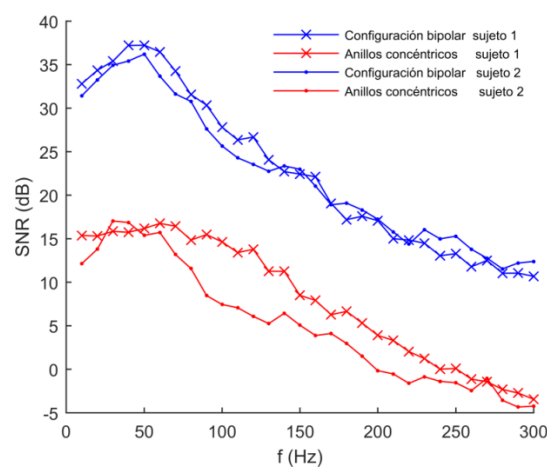


Figura 7. 8 Razón señal ruido (SNR) del espectro de la señal EMG registrada utilizando electrodos de disco en configuración bipolar (DCB) y electrodos de anillos concéntricos tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB1) en los dos sujetos estudiados.

En la Figura 7. 9 se muestra el uso de los parámetros (a) ARV, (b) MDF y (c) FInsm5 para el estudio de la evolución de la fatiga muscular. Los parámetros ARV y FInsm5 fueron normalizados a su primer valor y mostrados como porcentajes para obtener una mejor representación de los datos. El parámetro MDF no fue normalizado, con la intención de poder diferenciar entre las frecuencias obtenidas con los dos tipos de electrodos (Tabla 7. 4). En cada caso, se muestra la recta de regresión mediante el ajuste por el método de mínimos cuadrados para mostrar la tendencia de los diferentes índices de fatiga. Los índices de fatiga evaluados sobre la señal EMG registrada con los electrodos de DCB y TCB1 mostraron tendencias similares. Como se aprecia, el ARV muestra una tendencia a incrementar durante la contracción isométrica en ambos registros. Asimismo, se observa que el parámetro MDF disminuye durante la contracción isométrica. El valor de la MDF es superior en el registro con el electrodo TCB1 en comparación con el registro hecho con los electrodos de DCB. El índice FInsm5 de Dimitrov incrementó a lo largo de la contracción isométrica. Al disminuir la frecuencia (parámetro MDF), el índice FInsm5 tiende a incrementar. Esto es debido a que el momento espectral en el numerador (-1) aumenta con las bajas frecuencias y el momento espectral en el denominador (5) disminuye, y por lo tanto, esto hace que el índice aumente con el incremento de la fatiga muscular.

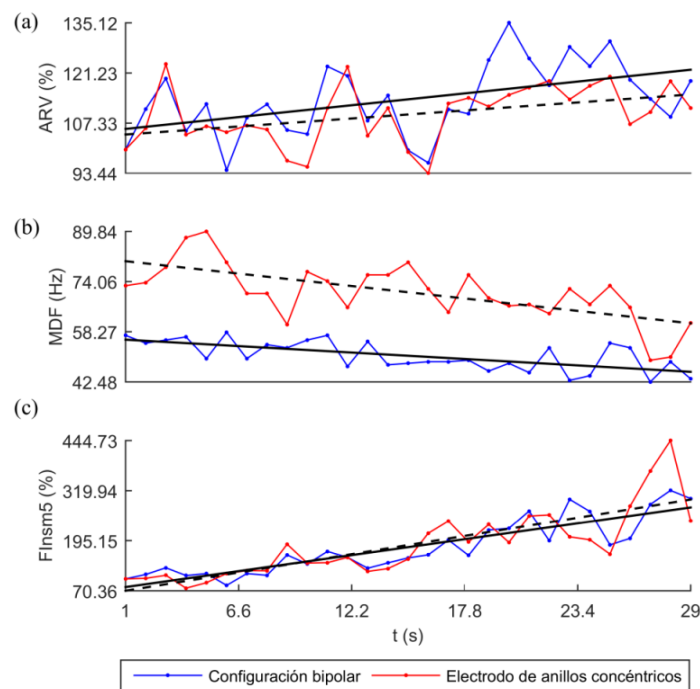


Figura 7. 9 Índices de fatiga ARV, MDF y FInsm5 evaluados sobre la señal EMG registrada con un par de electrodos de disco en configuración bipolar (DCB, color rojo) y un electrodo de anillos concéntricos tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB1, color azul) durante una maniobra isométrica voluntaria sostenida. Las líneas continuas (DCB) y discontinuas (TCB1) representan la recta de regresión mediante el ajuste por el método de mínimos cuadrados.

En la Tabla 7. 5 se reporta la tasa de cambio (pendiente) de los índices de fatiga ARV, MDF y FInsm5. Los valores de las pendientes fueron normalizados respecto al primer valor y expresados como porcentajes al igual que en la Figura 7. 9. Además, la Tabla 7. 5 presenta el promedio de los cinco primeros valores de la MDF. Las pendientes calculadas a partir del ARV son mayores en los registros con los DCB comparados a registros con el TCB1. Se observa que las pendientes obtenidas con el índice MDF son mayores (decrecientes) en los registros hechos con el electrodo TCB1 que en aquellos obtenidos con los electrodos de DCB. Lo opuesto ocurre en las pendientes obtenidas a partir del índice FInsm5 y que son mayores en los registros hechos con el electrodo TCB1 en relación a los hechos con los electrodos de DCB. Los valores promedios iniciales obtenidos a través del índice MDF son mayores en los registros con el TCB1 en comparación a los realizados con los DCB.

Tabla 7. 5 Valores iniciales y tasa de cambio de los índices de fatiga durante una contracción isométrica voluntaria sostenida

	ARV		MDF				FInsm5	
	Pendiente (%/s)		Promedio inicial (Hz)		Pendiente (%/s)		Pendiente (%/s)	
	Disco	Anillos	Disco	Anillos	Disco	Anillos	Disco	Anillos
Sujeto								
1	0.59	0.39	54.79	80.57	-0.63	-0.96	7.10	8.13
2	0.49	0.25	52.73	53.32	-0.38	-0.67	2.00	2.82

Promedio inicial: valor correspondiente al promedio de los cinco primeros valores obtenidos al evaluar el índice MDF. Disco: electrodos de disco en configuración bipolar (DCB). Anillos: electrodo de anillo concéntrico tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB1).

7.3.2 Análisis de las señales EMGdi durante una maniobra estática

Como hemos resaltado anteriormente, la señal EMGdi se ve afectada por la actividad cardíaca. La Figura 7. 10 muestra un segmento de 5 s de la señal EMGdi, que corresponde a las maniobras MRS y MEI, registradas utilizando los electrodos de DCB y TCB2. Es evidente que la interferencia ECG afecta en gran parte a los registros con los DCB (Figura 7. 10 a y b) en comparación a los registros con el TCB2 (Figura 7. 10 c y d) tanto en la MRS (diafragma en reposo) como en la MEI (alta actividad del diafragma). Las líneas verticales de color rojo marcan la localización de la onda R en el ciclo cardíaco. Al compararse las señales registradas en la MRS, se observa la alta influencia del ECG en los registros con los DCB en comparación a los registros con el TCB2 (Figura 7. 10 a y c, respectivamente). Al llevarse a cabo la MEI, no se

observa influencia ECG en ambos registros (Figura 7. 10 b y d) debido al alto contenido de actividad EMGdi.

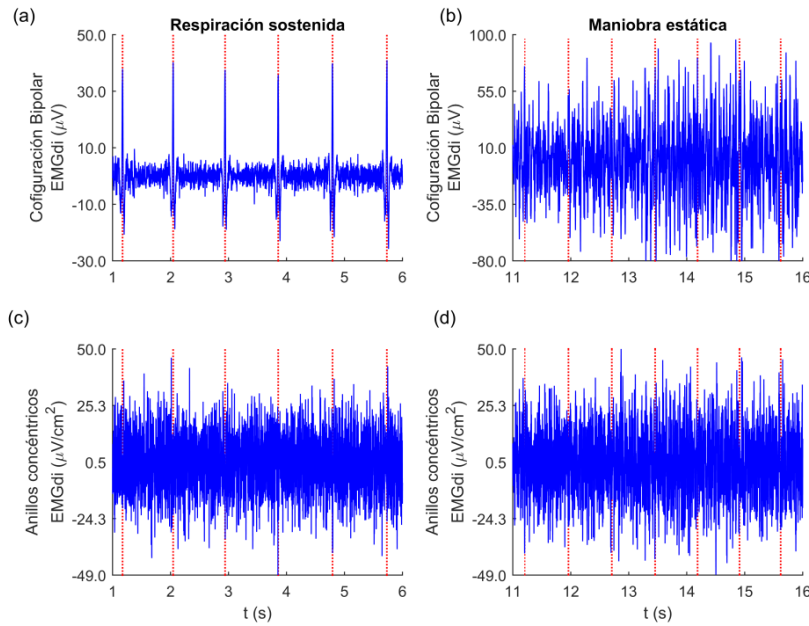


Figura 7. 10 Registro de 5 s de la señal EMGdi utilizando electrodos de disco en configuración bipolar (DCB) y un electrodo de anillos concéntricos tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB2) durante una maniobra de respiración sostenida (a y c, respectivamente) y durante una maniobra estática inspiratoria (b y d, respectivamente). Las líneas verticales discontinuas marcan la posición de la onda R en donde se presenta in ciclo cardíaco.

Como se muestra en la Figura 7. 11, el SNR de las señales EMGdi registradas con los electrodos de DCB fue mayor que el SNR de los registros con el TCB2. Sin embargo, en contraste con los registros del TCB2, el SNR de los registros con DCB presentó una disminución pronunciada en el ancho de banda del ECG (por debajo de 40 Hz). Seguidamente, el SNR en ambos registros mostró una tendencia casi constante y por encima de los 60 Hz. El SNR promedio de los registros con los DCB fue de 13 dB mientras que el SNR promedio utilizando el electrodo TCB2 fue de 0.25 dB.

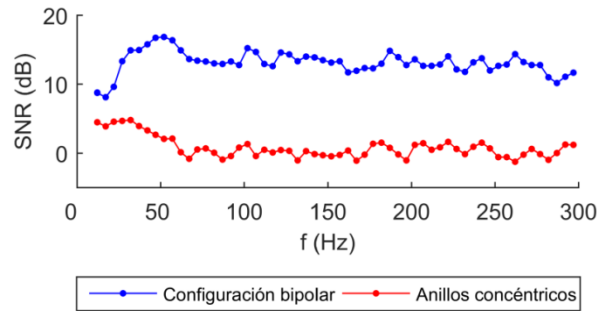


Figura 7. 11 Razón señal ruido (SNR) del espectro de la señal EMGdi registrada utilizando electrodos de disco en configuración bipolar (DCB) y electrodos de anillos concéntricos tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB2).

Un análisis comparativo del CmPs se ilustra en la Figura 7. 12. Se revela un rápido incremento y una tendencia exponencial del CmPs en los registros con los DCB en la MRS y en la MEI. En cambio, el registro con el electrodo TCB2 muestra una tendencia mucho más lineal del CmPs a lo largo del rango de frecuencias analizado (Figura 7. 12 a y b), reflejando una distribución similar al ruido blanco. En ambas maniobras, se observa que el CmPs de los registros obtenidos con los DCB es mayor y por debajo de los 50 Hz aproximadamente, donde se presenta el mayor contenido cardíaco. Con respecto al CmPs durante la MEI, se observa que la energía del registros con el TCB2 se extiende a frecuencias más altas en comparación al registro con los DCB (Figura 7. 12 b).

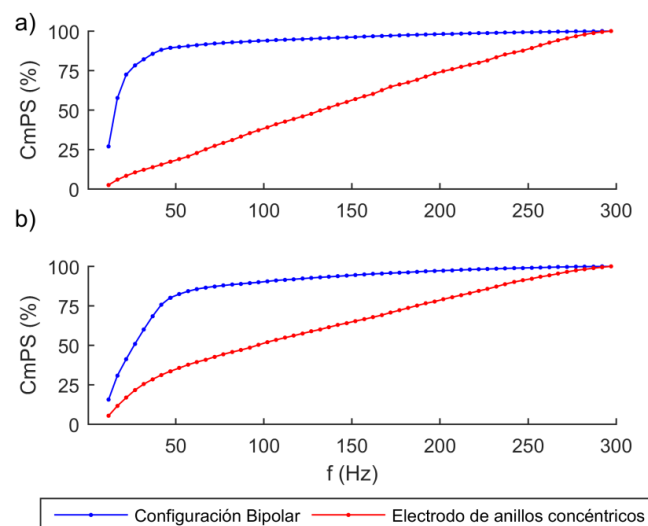


Figura 7. 12 Porcentaje acumulativo (CmPS) del espectro de potencia de la señal EMGdi registrada con electrodos de disco en configuración bipolar (DCB) y un electrodo de anillos concéntricos tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB2) durante (a) maniobra de respiración sostenida y durante (b) maniobra estática inspiratoria.

En la Tabla 7. 6 se reportan las frecuencias a las que el espectro de potencia de la señal EMGdi está entre un 5 % y 95 % del total ($f_{5\%}$ y $f_{95\%}$, respectivamente) en la MRS y en la MEI registrada con los electrodos de DCB y TCB2. Los resultados confirman que los registros con el TCB2 presentan un mayor ancho de banda en comparación a los registros realizados con los DCB tanto para la MRS ($f_{95\%} = 270.30$ Hz y 121.90 Hz, respectivamente), como para la MEI ($f_{95\%} = 265.20$ Hz y 158.20 Hz, respectivamente).

Tabla 7. 6 Frecuencias correspondientes al 5 % y 95 % de espectro de potencia durante una maniobra de respiración sostenida y durante una maniobra estática inspiratoria

MRS		Disco		Anillos	
Sujeto	$f_{5\%}$ (Hz)	$f_{95\%}$ (Hz)	$f_{5\%}$ (Hz)	$f_{95\%}$ (Hz)	
1	< 12.00	121.90	15.60	270.30	
MEI		Disco		Anillos	
Sujeto	$f_{5\%}$ (Hz)	$f_{95\%}$ (Hz)	$f_{5\%}$ (Hz)	$f_{95\%}$ (Hz)	
1	<12.00	158.20	< 12.00	265.20	

$f_{5\%}$ y $f_{95\%}$, corresponden a las frecuencias a las es espectro de potencia es un 5 % y 95 % del total, respectivamente. MRS: maniobra de respiración sostenida (reposo), MEI: maniobra estática inspiratoria (activación del diafragma). Disco: electrodos de disco en configuración bipolar (DCB). Anillos: electrodo de anillo concéntrico tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB2).

Para la evaluación de la fatiga muscular en el diafragma fueron calculados los índices ARV, MDF y FInsm5. La Figura 7. 13 muestra la señal del ECG correspondiente a la derivación I y la evolución de los índices de fatiga (b) ARV, (c) MDF y (d) FInsm5, calculados sobre la señal EMGdi registrada en la MEI. Los resultados muestran que el ARV incrementa durante la MEI en los registros realizados con ambas configuraciones de electrodos. Se observa además una tasa de cambio (pendiente) mucho más pronunciada al utilizarse los electrodos de DCB en comparación al uso del electrodo TCB2. El índice MDF incrementa sobre el registro con los DCB, mientras que lo contrario ocurre sobre el registro con el TCB2. En el caso del índice FInsm5, éste aumenta a medida que se presenta fatiga muscular registrada sobre la señal EMGdi con ambos tipos de electrodos. Se muestra además que el índice FInsm5 presenta un aumento mucho más pronunciado en el registro hecho con el electrodo TCB2 en relación al hecho con los electrodos de DCB. Además, los resultados revelan la influencia del registro ECG (Figura 7. 13 a) en la evolución de los índices de fatiga provocando un comportamiento periódico no deseado. Los índices de fatiga utilizados en los registros hechos con los DCB

mostraron mayor influencia debido a la actividad cardíaca en comparación a los registros realizados con el electrodo TCB2, como se muestra en la Figura 7. 13 b, c y d.

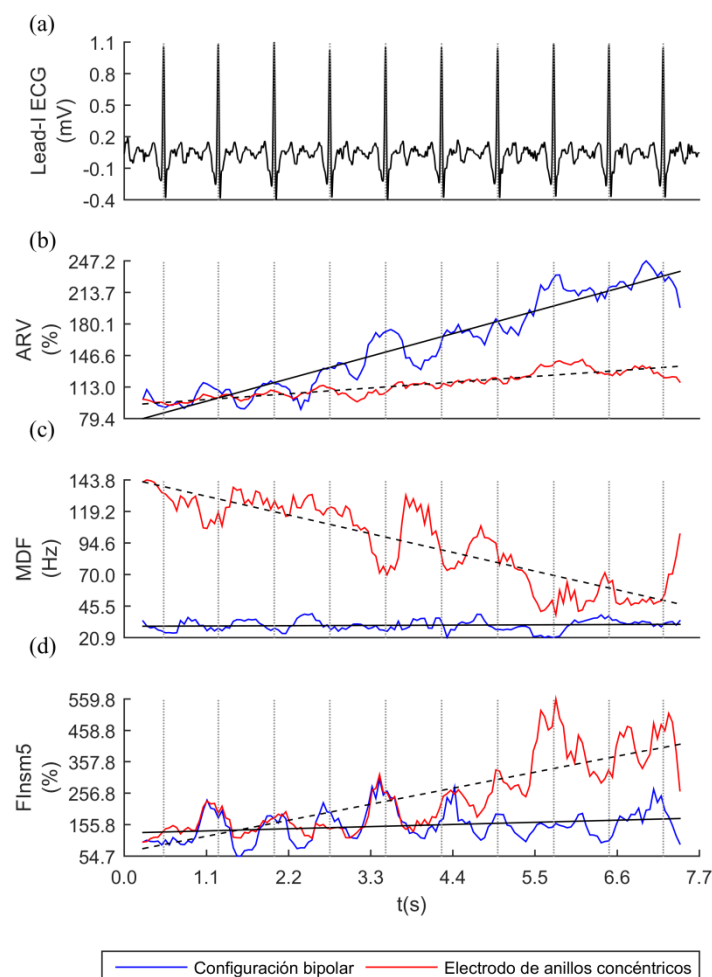


Figura 7. 13 Índices de fatiga ARV, MDF y FInsm5 evaluados sobre la señal EMGdi registrada con electrodos de disco en configuración bipolar (DCB, color rojo) y un electrodo de anillos concéntricos tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB2, color azul) durante una maniobra estática inspiratoria. Las líneas continuas (DCB) y discontinuas (TCB2) representan la recta de regresión mediante el ajuste por el método de mínimos cuadrados. Las líneas verticales marcas la onda R del ciclo cardíaco.

En la Tabla 7. 7 se muestra la tasa de cambio (pendiente) de los índices de fatiga ARV, MDF y FInsm5. Los valores de las pendientes fueron normalizados respecto al primer valor y expresados como porcentajes al igual que en la Figura 7. 13. Se presenta además, el promedio de los cinco primeros valores de la MDF. Como se aprecia, la pendiente calculada a partir del índice ARV fue mucho menor en el registro realizado con el electrodo TCB2 en comparación al realizado con los electrodos de DCB. En el caso del índice MDF, el valor de las pendientes del registro con el electrodo TCB2 fue mayor (decreciente) en relación a la obtenida por los

electrodos de DCB (creciente). El uso del índice $FInsm5$ refleja que la pendiente calculada sobre el registro con el TCB2 fue mucho mayor que la obtenida con los DCB. El valor promedio inicial obtenido a través del índice MDF es mayor con el electrodo TCB2 en comparación a uso de los electrodos de DCB.

Tabla 7. 7 Valores iniciales y tasa de cambio de los índices de fatiga registrados durante una maniobra estática inspiratoria

Sujeto	ARV		MDF				FInsm5	
	Pendiente (%/s)		Promedio inicial (Hz)		Pendiente (%/s)		Pendiente (%/s)	
	Disco	Anillos	Disco	Anillos	Disco	Anillos	Disco	Anillos
1	21.90	5.61	29.64	141.87	0.60	-9.37	6.29	46.96

Promedio inicial: valor correspondiente al promedio de los cinco primeros valores obtenidos al evaluar el índice MDF. Disco: electrodos de disco en configuración bipolar (DCB). Anillos: electrodo de anillo concéntrico tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB2).

7.3.3 Análisis de las señales EMGdi durante una maniobra dinámica

En la Figura 7. 14 se muestran segmentos de 20 s concatenados de los diferentes registros realizados en la MRS (azul), y en la MDI a volumen tidal (rojo) respirando contra una carga inspiratoria de 17 cmH₂O (verde), 29 cmH₂O (celeste) y 41 cmH₂O (negro). Se muestran: (a) la señal EMGdi registrada con los electrodos de DCB, la señal EMGdi registrada con el electrodo de ACT (b) entre el anillo interno y el disco central, y (c) entre el anillo externo y el disco central. Además, se muestra (d) la señal ECG de la derivación I y (e) la señal AF.

Como se aprecia, la interferencia cardíaca afecta a cada uno de los segmentos de señal EMGdi registradas con los electrodos de DCB y de ACT (anillo interno y externo). Además se observa que al incrementar la carga inspiratoria, incrementa la actividad de los tres registros EMGdi, siendo mayor en el registro realizado con el anillo externo y el disco central del electrodo ACT, seguido del uso su anillo interno y el disco central y luego en el registro con los electrodos de DCB. En el caso del registro con el ACT la amplitud es mayor entre el anillo externo y el disco central, que entre el anillo interno y el disco central.

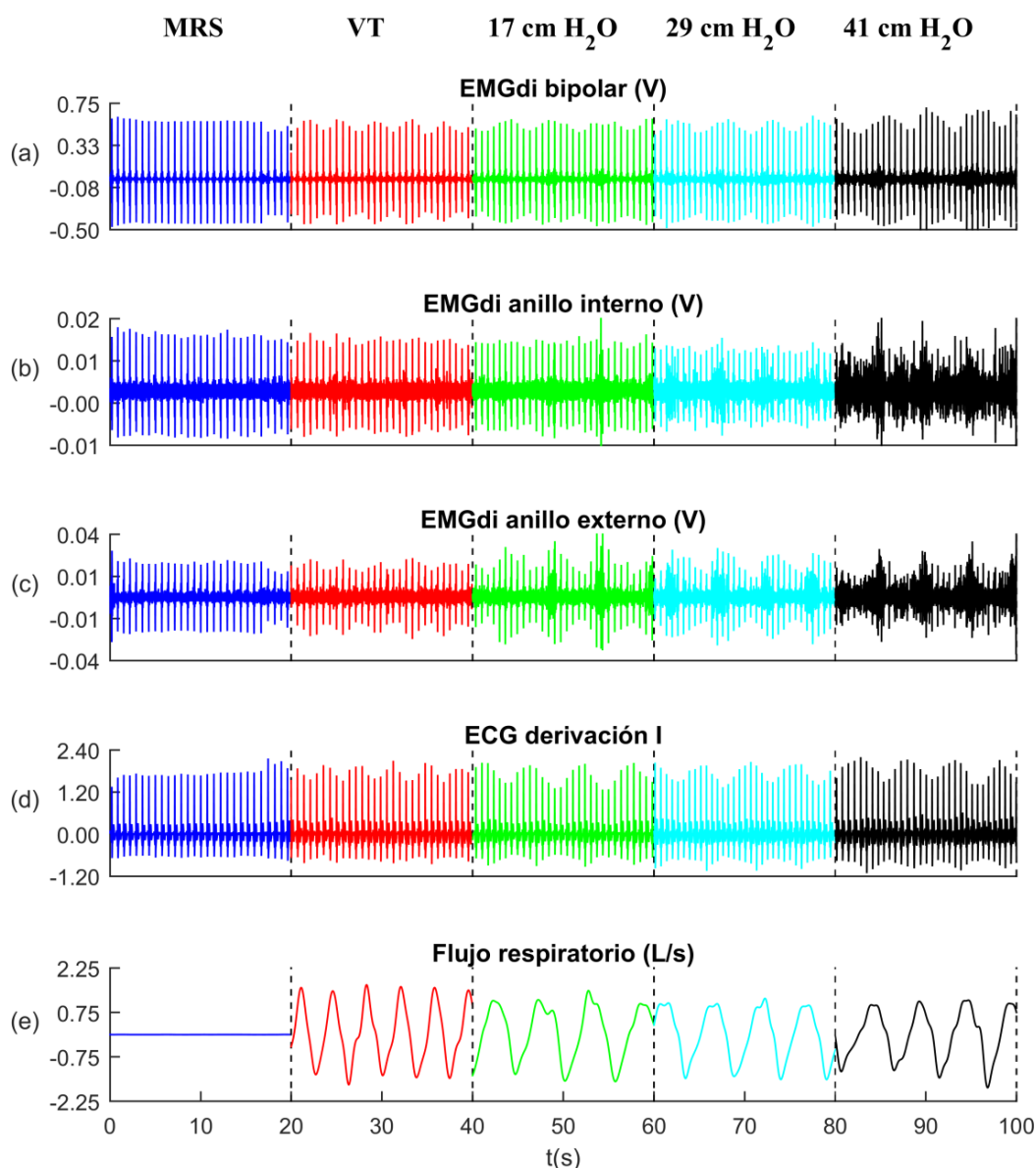


Figura 7. 14 Registro de señales respiratorias. En forma concatenada se muestran tramos de 20 s de la maniobra respiratoria sostenida (MRS, azul), volumen tidal (VT, rojo), y la respiración con carga inspiratoria a 17 cmH₂O (verde), 29 cmH₂O (celeste) y 41 cmH₂O (negro). Se muestran las siguientes señales: (a) EMGdi registrada con electrodos de disco en configuración bipolar (DCB), (b) EMGdi adquirida entre el anillo interno y el disco central del electrodo y (c) EMGdi adquirida entre el anillo externo y el disco central de un electrodo de anillos concéntricos en configuración tripolar (ACT). (d) Es la señal ECG utilizando la derivación I y (e) es la señal de flujo respiratorio.

En el registro convencional de la señal EMGdi con los electrodos de DCB se observa que al aumentar la carga inspiratoria se produce un aumento de la energía, principalmente en la banda de frecuencia entre 10 y 30 Hz, la cual corresponde con el espectro de la actividad cardíaca (Figura 7. 15). Sin embargo, en los registros con el electrodo ACT este aumento de

energía se extiende a frecuencias más altas (entre 30 y 100 Hz), lo que es más notable en las señales del anillo interior. Todas las señales de EMGdi muestran un CmPs con una tendencia exponencial y una acumulación pronunciada de la potencia en la banda de frecuencia del ECG. Sin embargo, esta acumulación es menos pronunciada en los registros con el electrodo de ACT.

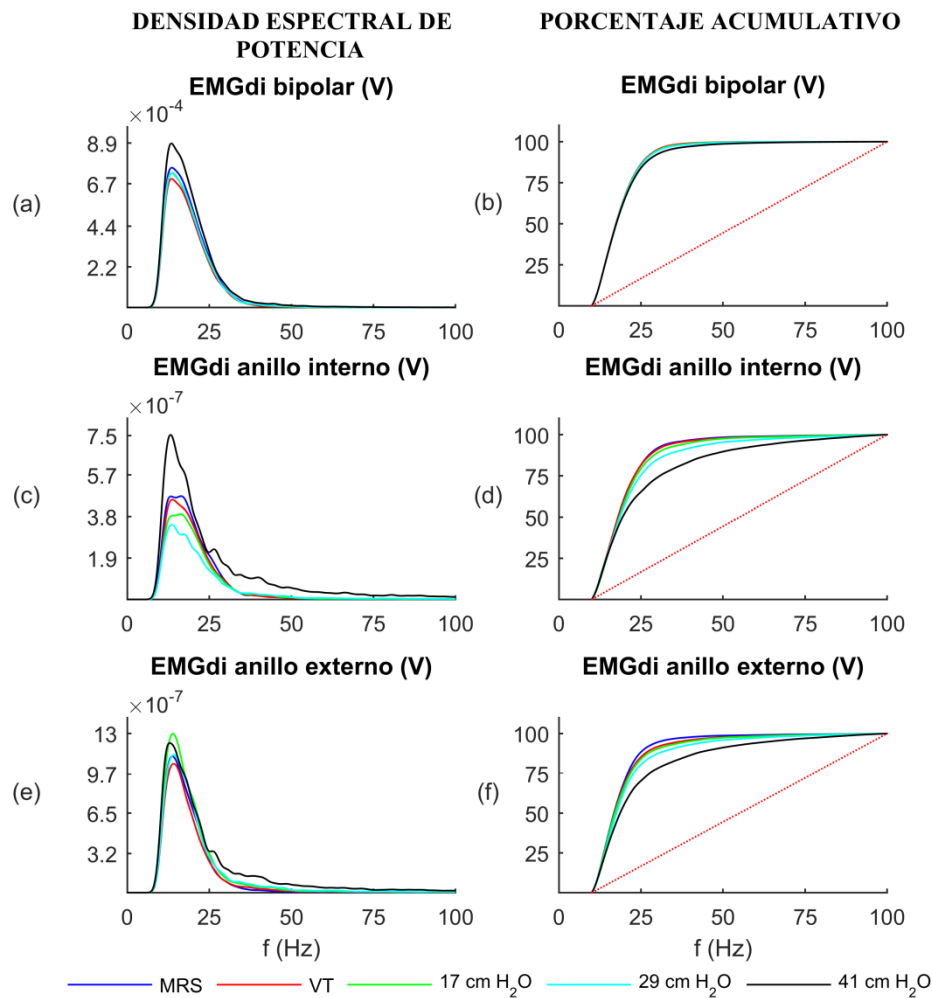


Figura 7. 15 Densidad espectral de potencia (a, c, y e) y porcentaje acumulativo de la densidad espectral de potencia (b, d y f) calculados entre 10 y 100 Hz y evaluadas sobre la señal EMGdi registrada con electrodos de disco en configuración bipolar (DCB, fila superior), entre el anillo interno y el disco central (fila media) y entre el anillo externo y el disco central (fila inferior) de un electrodo de anillos concéntricos en configuración tripolar (ACT). Las señales EMGdi fueron registradas durante una maniobra respiratoria sostenida (MRS, azul), a volumen tidal (VT, rojo), y al respirar con una carga inspiratoria de 17 cmH₂O (verde), 29 cmH₂O (celeste) y 41 cmH₂O (negro).

La Tabla 7. 8 muestra las frecuencias correspondientes al 5%, 50% y 95% de la CmPs ($f_{5\%}$, $f_{50\%}$ y $f_{95\%}$, respectivamente). Los resultados obtenidos confirman que los registros con el electrodo ACT presentan un ancho de banda mayor en comparación a los registros convencionales con los electrodos de DCB. Para los tres registros EMGdi y los diferentes

incrementos de carga inspiratoria reportados, los valores de $f_{5\%}$ y $f_{50\%}$ se encuentran alrededor de 11.2 Hz y de 17.4 Hz, respectivamente. Como se mencionó anteriormente, para el caso de la $f_{95\%}$ los registros con la configuración de DCB se encuentran alrededor de 30 Hz. Para los registros con los anillos internos y externos del electrodo ACT se muestra que el valor de $f_{95\%}$ aumenta con el incremento de la carga inspiratoria siendo máximo a los 41 cmH₂O alcanzando valores de 67.6 Hz y 64.2 Hz, respectivamente.

Tabla 7. 8 Frecuencias correspondientes al 5 %, 50 % y 95 % del porcentaje acumulativo del espectro de potencia entre 10 y 100 Hz

EMGdi	Frecuencia	MRS	VT	17 cmH ₂ O	29 cmH ₂ O	41 cmH ₂ O
Disco	$f_{5\%}$ (Hz)	11.2	11.2	11.2	11.2	11.2
	$f_{50\%}$ (Hz)	17.4	17.3	17.4	17.5	17.5
	$f_{95\%}$ (Hz)	30.3	30.0	30.4	30.8	33.5
Anillo interno	$f_{5\%}$ (Hz)	11.2	11.3	11.4	11.3	11.3
	$f_{50\%}$ (Hz)	18.0	18.1	18.4	18.6	19.4
	$f_{95\%}$ (Hz)	34.3	35.8	40.0	48.5	67.6
Anillo externo	$f_{5\%}$ (Hz)	11.2	11.2	11.2	11.2	11.2
	$f_{50\%}$ (Hz)	16.8	16.9	17.0	17.6	18.7
	$f_{95\%}$ (Hz)	30.8	36.9	39.6	46.0	64.2

MRS: maniobra de respiración sostenida, VT: volumen tidal. Disco: electrodo de disco en configuración bipolar (DCB). Anillos interno y anillo externo: correspondientes a un electrodo de anillos concéntricos en configuración tripolar (ACT).

La Tabla 7. 9 muestra los resultados de la relación entre la potencia de los segmentos de señal NCN y WCN. En este caso, una relación de potencia de 0 dB significa que ambos segmentos tienen la misma energía y por lo tanto que no hay presencia de interferencia cardíaca. Por el contrario, un valor negativo indica la presencia de actividad cardíaca. Como es de esperarse, cuanto mayor sea la carga inspiratoria más alta será la relación de potencia entre segmentos de la señal EMGdi. Como se observa, los valores más bajos se obtienen a partir de los registros EMGdi hechos con los electrodos de DCB (-23.6 dB) en comparación a los registros hechos con el electrodo de ACT (-14.4 dB). Lo anterior demuestra una vez más que la interferencia cardíaca es más fuerte en los registros con electrodos de DCB.

Los registros con el electrodo de ACT muestran un mejor comportamiento (-2.8 dB) en comparación a los obtenidos con los electrodos de DCB (-16.2 dB), alcanzando valores cercanos a cero a altas cargas inspiratorias.

Tabla 7. 9 Relación de potencia entre los segmentos sin y con ruido cardíaco

EMGdi	MRS	VT	17 cmH₂O	29 cmH₂O	41 cmH₂O
Disco (dB)	-23.6	-21.8	-20.2	-18.7	-16.2
Anillo Interno (dB)	-14.4	-12.2	-10.4	-7.6	-2.8
Anillo externo (dB)	-15.3	-12.1	-11.5	-9.8	-3.8

MRS: maniobra de respiración sostenida, VT: volumen tidal. Disco: electrodo de disco en configuración bipolar (DCB). Anillos interno y anillo externo de un electrodo de anillos concéntricos en configuración tripolar (ACT).

La Figura 7. 16 muestra la distribución de frecuencias de la relación de potencias entre las secciones sin (NCN) y con ruido cardíaco (WCN) de los registros realizados con (a) el electrodo de DCB, (b) entre el anillo interno y el disco central, y (c) entre el anillo externo y el disco central del electrodo de ACT. En el caso de utilizar el electrodo de ACT, la relación de potencia es alta, especialmente a frecuencias superiores a 50 Hz donde se alcanza un valor cercano a 0 dB mientras que para los registros hechos con los electrodos de DCB se alcanzan valores hasta los -10 dB.

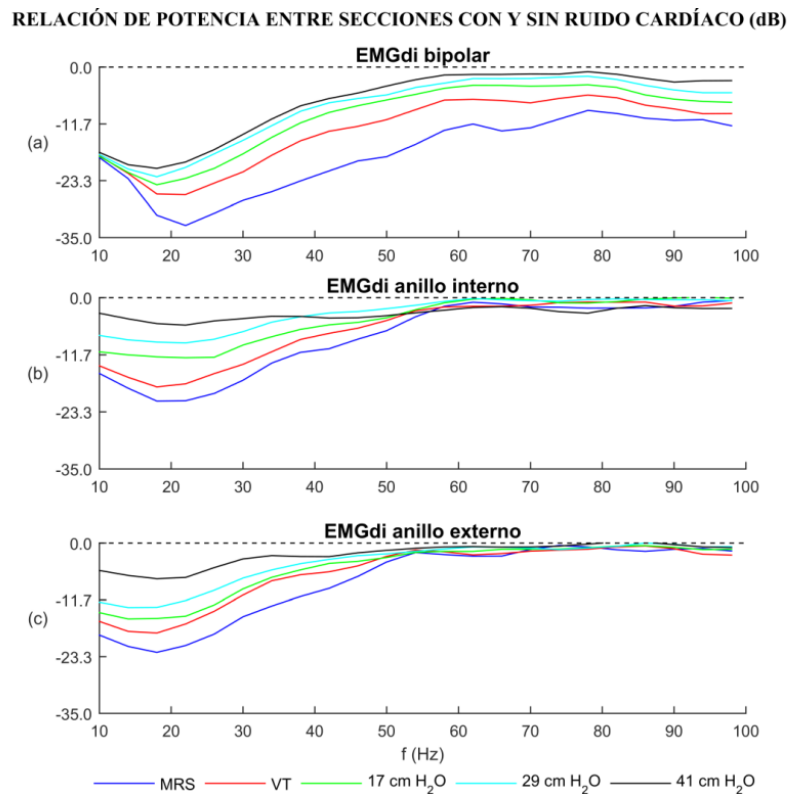


Figura 7. 16 Relación de potencia en las secciones sin y con ruido cardíaco en las señales EMGdi adquirida con (a) electrodos de disco en configuración bipolar (DCB), (b) entre el anillo interno y el disco central, y (c) entre el anillo interno y el disco central de un electrodo de anillos concéntricos en configuración tripolar (ACT). Las señales EMGdi fueron registradas durante una maniobra respiratoria sostenida (MRS, azul), a volumen tidal (VT, rojo), y al respirar con una carga inspiratoria a 17 cmH₂O (verde), 29 cmH₂O (celeste) y 41 cmH₂O (negro).

En la Figura 7. 17 se muestra la estimación de la amplitud de la señal EMGdi mediante el uso de la $fSampEn$ (EMGdi- $fSampEn$) en los registros con (a) los electrodos de DCB, (b) entre el anillo interno y el disco central, y (c) entre el anillo externo y el disco central del electrodo ACT. (d) La señal de flujo respiratorio permite detectar la posición de los ciclos respiratorios. Como se ilustra, la amplitud de las señales EMGdi- $fSampEn$ incrementan a medida que aumenta la carga inspiratoria. A volumen tidal, la actividad EMGdi detectada con los electrodos de DCB prácticamente casi nula. En el caso del electrodo de ACT, el anillo interno detectó una ligera actividad EMGdi, la cual fue detectada mucho mejor por el anillo externo. Es importante resaltar que a 17 y 29 cm H₂O se observan pequeñas oscilaciones entre los ciclos inspiratorios y que pueden deberse a un esfuerzo muscular espiratorio captado por los anillos del electrodo concéntrico.

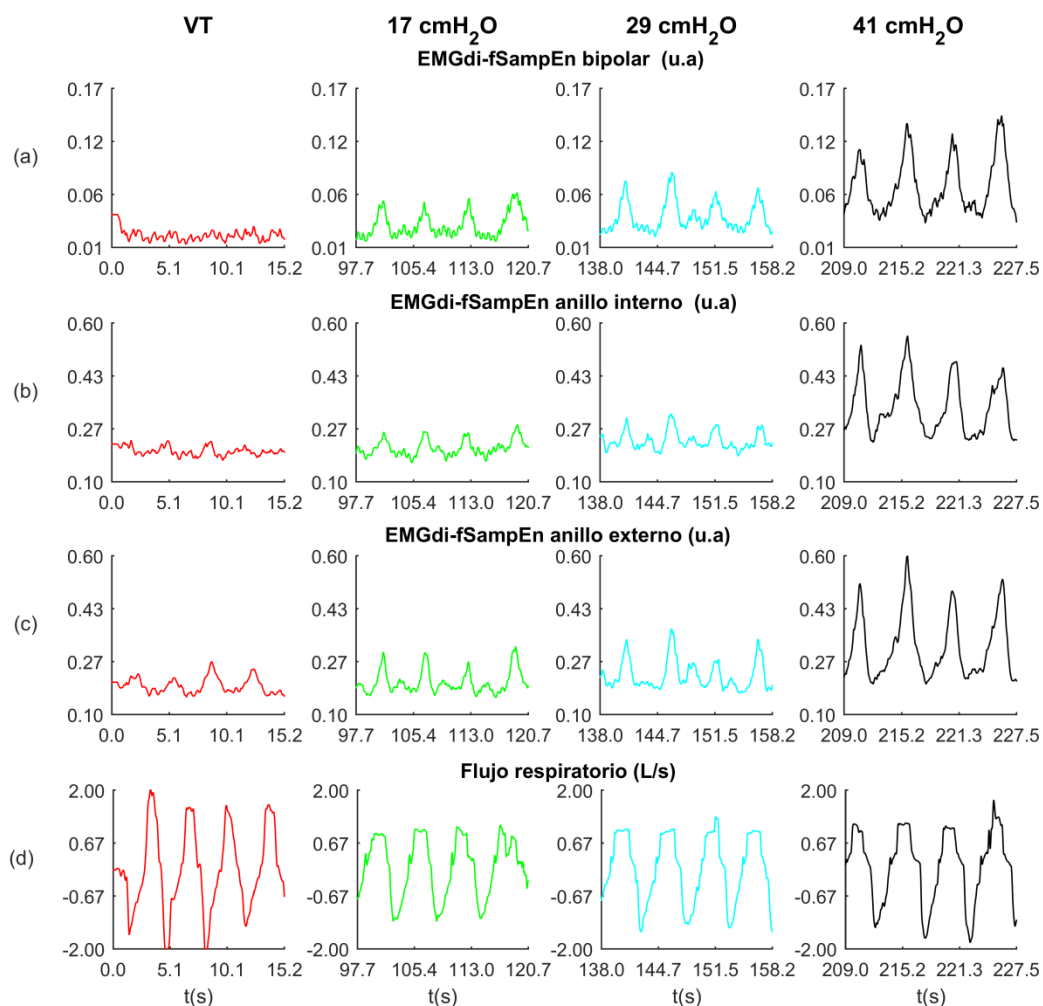


Figura 7. 17 Evaluación de la fSampEn sobre la señal EMGdi registrada con (a) electrodos de disco en configuración bipolar, (b) entre el anillo interno y el disco central, y (c) entre el anillo interno y el disco central de un electrodo concéntrico. (d) La señal de flujo respiratorio indica la posición de los ciclos respiratorios. Las señales EMGdi fueron registradas, a volumen tidal (VT, rojo), y al respirar con una carga inspiratoria a 17 cmH₂O (verde), 29 cmH₂O (celeste) y 41 cmH₂O (negro).

Para evaluar el NRD en las distintas señales EMGdi, su amplitud fue estimada utilizando la fSampEn (EMGdi-fSampEn). La variación de los valores máximos de la señal EMGdi-fSampEn obtenidos en cada ciclo respiratorio fue calculada en cada nivel de carga inspiratoria. Los valores máximos fueron normalizados por el valor medio de la carga inspiratoria más baja. Como se ilustra en la Figura 7. 18, los valores máximos de los registros obtenidos con los electrodos de DCB y el electrodo de ACT (anillo interno y externo) incrementan a medida que aumenta la carga inspiratoria. Se muestra además que el NRD es mayor en el registro con los DCB, seguido del registro hecho con el anillo externo y el registro hecho con anillo interno del electrodo de ACT. El NRD obtenido a partir de los registros con los DCB fue mayor en comparación al obtenido con el electrodo de ACT debido a la baja amplitud de su carga más baja y que es utilizada para normalizar los datos.

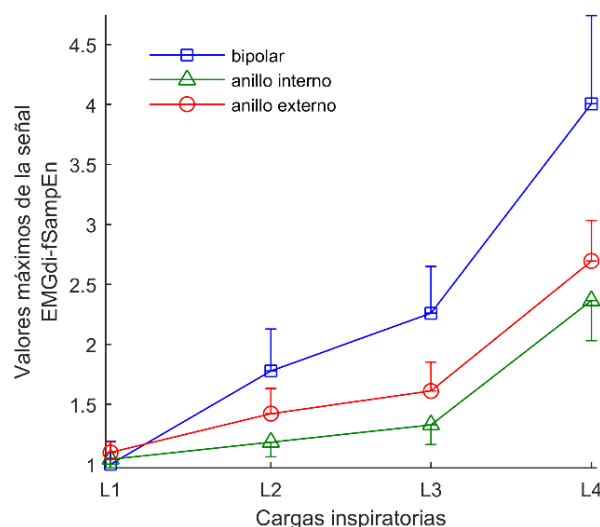


Figura 7. 18 Evaluación del impulso neural respiratorio. El parámetro fSampEn fue calculado utilizando una ventana móvil de 1 s sobre (a) la señal EMGdi registrada con un electrodo de disco en configuración bipolar (DCB, azul), entre el anillo interno y el disco central, y entre el anillo interno y el disco central de un electrodo de anillos concéntricos en configuración tripolar (ACT, verde y rojo, respectivamente). La fSampEn es calculada a diferentes niveles de carga inspiratoria y normalizada al valor medio de la primera carga. De L1 a L4: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 17, 29 y 41 cm H₂O, respectivamente.

7.3.4 Análisis de las señales EMGsc durante una maniobra dinámica

En la Figura 7. 19 se muestran cuatro ciclos representativos de (a) la señal Pmouth registrada simultáneamente con (b) la señal EMGsc registrada con un electrodo de ACB y (c) la señal EMGsc-fSampEn de un sujeto representativo que realizó una prueba de carga incremental inspiratoria. Se observa que la amplitud de las señales EMGsc y EMGsc-fSampEn aumenta con el incremento de la carga inspiratoria.

Además, se aprecia que la amplitud EMGsc (Figura 7. 19 b) presenta un ruido de tipo impulsivo casi al final del período inspiratorio en referencia a la señal Pmouth. Este ruido no deseado es debido a una deformación en el electrodo de ACB (fabricado de material flexible), por el desreclutamiento del músculo esternocleidomastoideo durante la transición del fin del período inspiratorio y el inicio del período espiratorio.

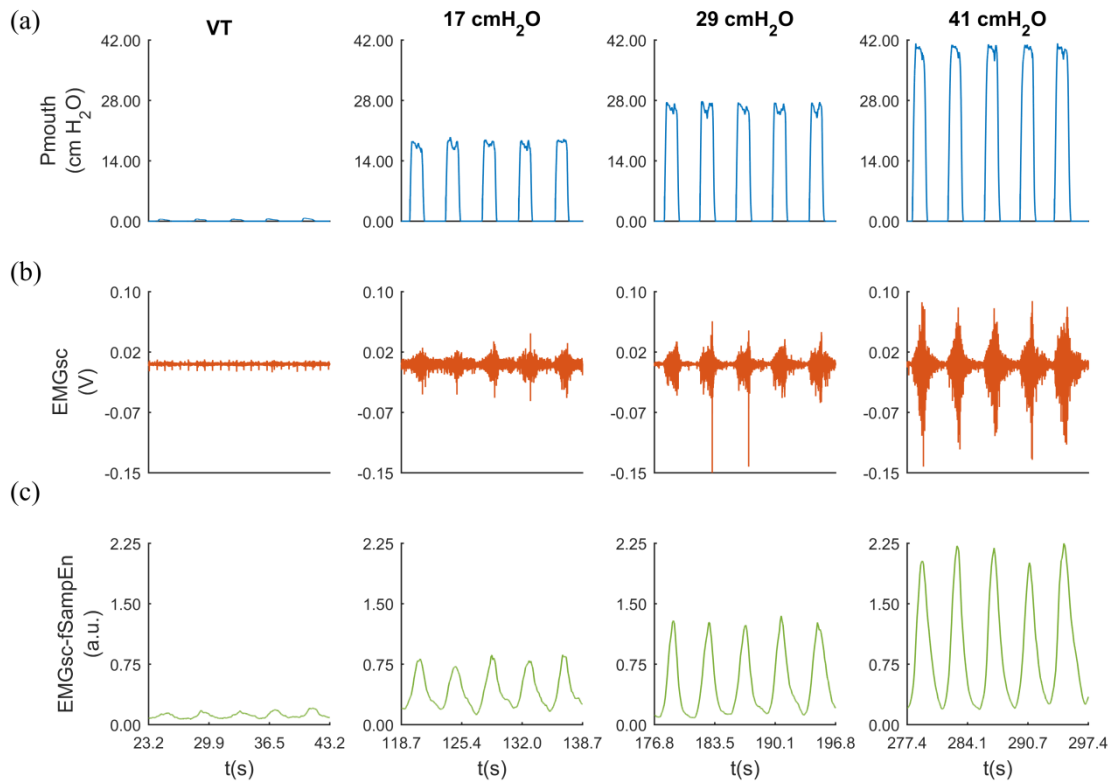


Figura 7. 19 Ciclos representativos de (a) la señal Pmouth, (b) la señal EMGsc registrada con un electrodo de anillos concéntricos en configuración bipolar (ACB) y (c) la evaluación de la fSampEn sobre la señal EMGsc (EMGsc-fSampEn) a diferentes niveles de carga inspiratoria. VT: volumen tidal.

El valor R calculado entre la señales Pmouth y EMGsc-fSampEn a los diferentes niveles de carga inspiratoria son reportados en la Tabla 7. 10. En general, la correlación de Pearson aumenta a medida que incrementa la carga inspiratoria. A volumen tidal se obtuvo una correlación moderada de 0.46 ± 0.11 mientras que a la carga inspiratoria de 41 cm H₂O se obtuvo una correlación muy fuerte de 0.84 ± 0.08 .

Tabla 7. 10 Coeficiente de correlación de Pearson (R) entre la señal Pmouth y la fSampEn evaluada sobre la señal EMGsc durante una maniobra inspiratoria dinámica.

Sujeto	Volumen tidal	19 cmH ₂ O	29 cmH ₂ O	41 cmH ₂ O
S1	0.52	0.88	0.92	0.94
S2	0.52	0.60	0.72	0.79
S3	0.55	0.87	0.91	0.91
S4	0.28	0.67	0.71	0.82
S5	0.41	0.66	0.70	0.74
Media ± SD	0.46 ± 0.11	0.74 ± 0.13	0.79 ± 0.11	0.84 ± 0.08

SD: desviación estándar

La Figura 7. 20 muestra la evaluación del NRD calculado sobre la señal EMGsc-fSampEn. Los valores picos normalizados de la señal EMGsc-fSampEn muestran una tendencia casi lineal y positiva que aumenta con el incremento de la carga inspiratoria en cada sujeto ($R = 0.83$). Las barras de error reflejan una reducción en la dispersión del valor pico normalizado de la EMGsc-fSampEn y un aumento en la dispersión del valor pico de la señal Pmouth que aumenta la carga inspiratoria.

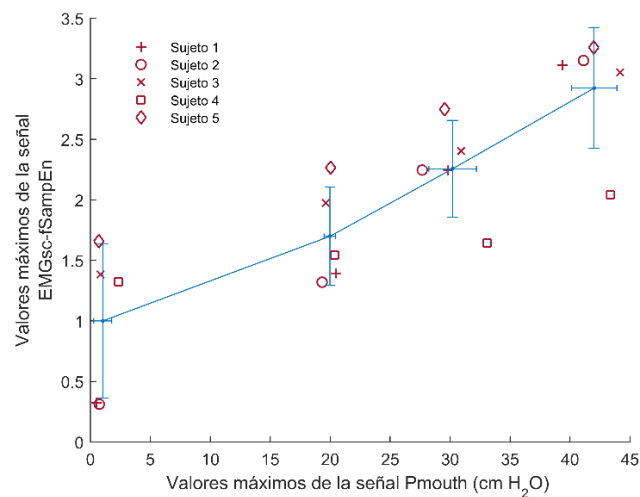


Figura 7. 20 Evaluación del impulso neural respiratorio. El parámetro fSampEn fue calculado utilizando una ventana móvil de 1 s sobre la señal EMGsc registrada con un electrodo de anillos concéntricos en configuración bipolar (ACB). Los símbolos representan los valores de los cinco sujetos evaluados. Los valores pico promedios de cada sujeto fueron normalizados por el valor promedio global de la carga más baja (volumen tidal). Las barras de error verticales y horizontales indican la desviación estándar de los valores picos promedios de la señal Pmouth y EMGsc-fSampEn, respectivamente. De L1 a L4: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 19, 29 y 41 cm H₂O, respectivamente.

En la Figura 7. 21 se muestra (a) un ciclo inspiratorio representativo de la señal EMGsc a una carga de 29 cmH₂O, y las siguientes RTF: (b) la SPEC calculada con una ventana de 40 muestras, (c) la SCAL, (d) la WVD, (e) la CHWD con $\sigma = 1$, (f) la GED1 con $\sigma = 10^{-4}$, $M = 2$ y $N = 1$, (g) la GED2 con $\sigma = 100$, $M = 1$ y $N = 2$, (h) la BJD, y (i) la CKD. Además, se muestra la frecuencia central instantánea de la EMGsc (línea roja continua).

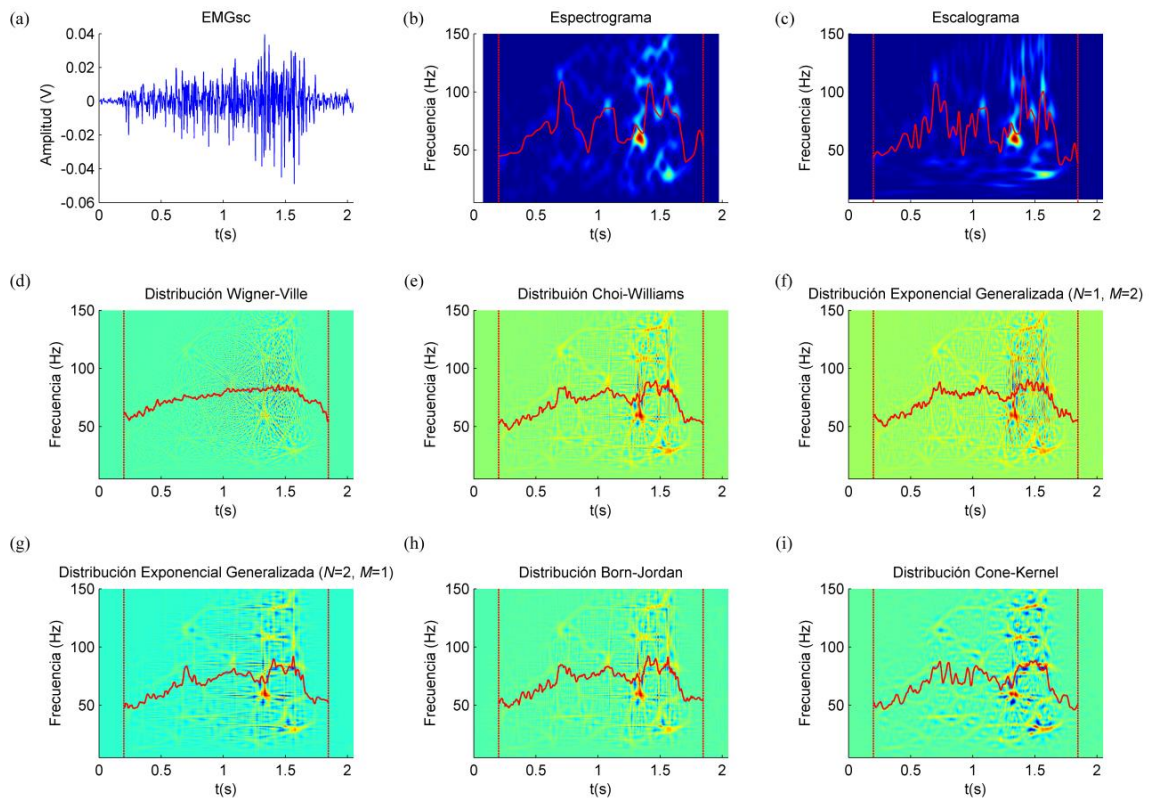


Figura 7. 21 (a) Señal EMGsc, y las representaciones tiempo-frecuencia: (b) espectrograma usando una ventana Hanning de 0.15 s, (c) escalograma usando una ondícula con $k=50/\pi$, (d) distribución Wigner-Ville, (e) distribución Choi-Williams usando $\sigma = 1$, (f) función exponencial generalizada usando $M = 2$, $N = 1$ y $\sigma = 10^{-3}$, (g) función exponencial generalizada usando $M = 2$, $N = 1$ y $\sigma = 1000$, (h) distribución Born-Jordan y (i) distribución Cone-Kernel usando $\beta = 500$. La frecuencia central instantánea es representada en cada representación en tiempo frecuencia por una línea roja continua. Las líneas rojas verticales indican el inicio y el fin del período respiratorio.

En general, la frecuencia central instantánea mostró un comportamiento creciente durante los ciclos inspiratorios en todas las RTF analizadas. Para cuantificar este comportamiento, se evaluaron los parámetros f_{1m} y f_{2m} . Los valores medios de estos dos parámetros para cada condición respiratoria fueron normalizados al valor medio obtenido en la respiración sin carga (volumen tidal), como se ilustra en la Figura 7. 22 a y b. En la Figura 7. 22 c se muestra la diferencia entre estos dos parámetros sin normalizar. Un aumento en ambos

parámetros, f_{1m} y f_{2m} es observado con el incremento de la carga inspiratoria. Además, el parámetro f_{2m} es siempre mayor que el parámetro f_{1m} . La GED2 seguida de la BJD y la CHWD fueron las RTFs que mostraron mayores variaciones y mayores diferencias entre los parámetros f_{1m} y f_{2m} . Por el contrario, las RTF que mostraron las menores variaciones y diferencias fueron el SCAL y el SPEC.

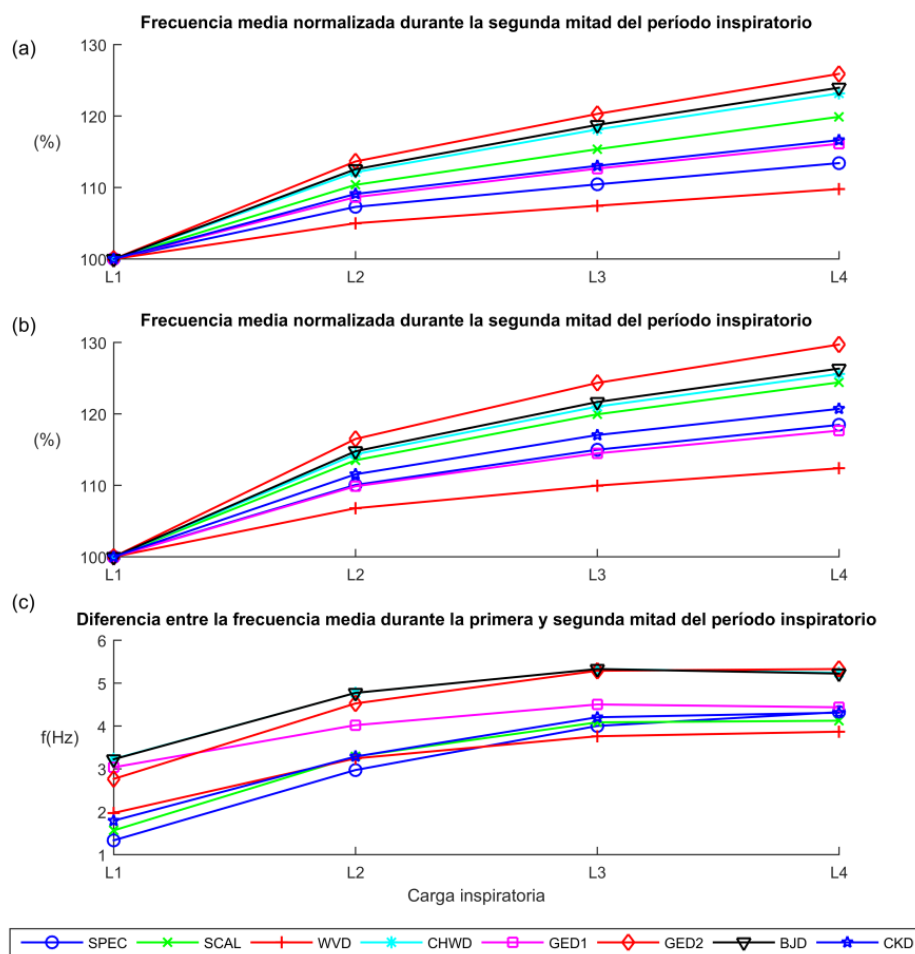


Figura 7. 22 Valores promedios normalizados de (a) la media de la frecuencia central instantánea en la primera mitad del período inspiratorio (f_{1m}), (b) la media de la frecuencia central instantánea en la segunda mitad del período inspiratorio (f_{2m}), y (c) la diferencia entre f_{2m} y f_{1m} . De L1 a L4: cargas inspiratorias correspondientes al volumen tidal, y las presiones inspiratorias de 19, 29 y 41 cm H₂O, respectivamente.

La Tabla 7. 11 muestra la comparación entre los parámetros f_{1m} y f_{2m} en cada nivel de carga inspiratoria. Tal y como se puede apreciar, ninguna de las RTFs evaluadas mostró diferencias significativas a volumen tidal. Para este caso, los valores de p más bajos correspondieron a la GED2, la BJD y la CHWD mientras que el más alto correspondió a la

SPEC. Al imponerse una carga inspiratoria, todos las RTF mostraron diferencias significativas a excepción de la SPEC, SCAL y CKD a los 19 cm H₂O.

Tabla 7. 11 Valores p al compararse la frecuencia instantánea en la primera (f1m) y segunda (f2m) parte del período inspiratorio a diferentes niveles de carga inspiratoria

Representación tiempo-frecuencia	Volumen Tidal	19 cm H ₂ O	29 cm H ₂ O	41 cm H ₂ O
SPEC	0.406	0.094	0.031	0.031
SCAL	0.219	0.063	0.031	0.031
WVD	0.219	0.031	0.031	0.031
CHWD	0.156	0.031	0.031	0.031
GED1	0.219	0.031	0.031	0.031
GED2	0.156	0.031	0.031	0.031
BJD	0.156	0.031	0.031	0.031
CKD	0.313	0.063	0.031	0.031

Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon. Nivel de significancia estadística: $p < 0.05$ (una cola).

7.4 Discusión

La electromiografía es reconocida actualmente como una herramienta de gran utilidad para el registro de la actividad eléctrica muscular durante una contracción. Sin embargo, los registros electromiográficos se encuentran contaminados por distintas señales de origen fisiológico, en particular por el ECG. En este trabajo se ha presentado el uso de electrodos de anillos concéntricos como un nuevo elemento de sensado que contribuya a mejorar los registros electromiográficos. Este tipo de electrodo permite el registro del potencial Laplaciano de superficie, el cual resalta la actividad bioeléctrica cercana al punto de registro mientras que atenúa aquellas interferencias distantes como es el caso del ECG. En el presente capítulo se exploró el uso de tres tipos de electrodos de anillos concéntricos para el registro de la actividad electromiográfica: el tripolar concéntrico en configuración cuasi bipolar (TCB1 y TCB2), el concéntrico en configuración tripolar (ACT) y el concéntrico en configuración bipolar (ACB). Los registros obtenidos a partir de los electrodos de anillos concéntricos fueron caracterizados y comparados con los obtenidos al utilizar electrodos de disco en configuración bipolar (DCB). Los registros fueron realizados en tres músculos diferentes: el bíceps, el diafragma y el esternocleidomastoideo.

En la primera parte de este capítulo, la señal EMG fue registrada sobre el bíceps, utilizando electrodos de DCB y el electrodo TCB1. Los registros obtenidos con este último estuvieron menos afectados por la interferencia ECG. Este resultado probablemente está

relacionado con la mejora de la resolución espacial al utilizar electrodos de anillos concéntricos y que los hace menos sensibles a fuentes bioeléctricas lejanas a la zona de registro. Esto concuerda con estudios previos llevados a cabo sobre señales bioeléctricas en diferentes regiones anatómicas que muestran las ventajas del uso de los electrodos TCB (Besio et al., 2006b; He y Cohen, 1992b; Prats-Boluda et al., 2011). El análisis del porcentaje acumulativo del espectro de potencia de la señal EMG del bíceps refleja que los registros con los electrodos TCB abarcan frecuencias más altas que los registros realizados con electrodos de DCB, presentando además un ancho de banda similar al de los registros electromiográficos hechos con electrodos de aguja (Christensen et al., 1995). Esto podría ser debido a la función de transferencia del filtro espacial asociada a la estructura de anillo de los electrodos concéntricos (Farina et al., 2003). Esto pone de manifiesto una de las principales ventajas del uso de electrodos de anillos concéntricos en comparación a los registros convencionales. La mejora en resolución espacial que proporciona el uso de electrodos de anillos concéntricos podría facilitar la identificación de los potenciales de acción de las unidades de motoras en los músculos respiratorios (Farina et al., 2003). Sin embargo, los resultados obtenidos han mostrado que el SNR de los registros con electrodos de DCB son claramente mayores a los obtenidos con el TCB1. El hecho de que el área de registro del electrodo TCB1 fuese menor que la de los electrodos de DCB definida por su distancia entre electrodos, pudo provocar que la amplitud de registrada del primero se redujese considerablemente, obteniéndose valores bajos de SNR. Esto también podría explicar que la estimación de la amplitud mediante el parámetro ARV, presente una mayor sensibilidad (mayor pendiente) en los registros con los DCB que en los registros con la TCB1 al evaluar la fatiga muscular durante una contracción isométrica voluntaria. Por último, se observó un comportamiento similar durante la evolución de los índices de fatiga con el tiempo en ambos registros EMG. El ARV y el FIsnm5 aumentaron, mientras que la MDF disminuyó. Estos resultados corresponden a la manifestación clásica de la fatiga muscular de acuerdo a la literatura (Dimitrov et al., 2006; González-Izal et al., 2012; Stulen y De Luca, 1978). El electrodo TCB1 permite la captura de altas frecuencias de la señal EMG lo que contribuiría a mejorar el monitoreo de la fatiga muscular, ya que proporcionaría mayores cambios en los parámetros espectrales (MDF y FIsnm5) al realizarse contracciones isométricas sostenidas en comparación al uso de los electrodos de DCB. El músculo bíceps fue seleccionado para la primera parte del presente estudio por su fácil localización (Hermens et al., 2000), además que las señales EMG capturadas son de gran amplitud.

En la segunda parte de este capítulo, la señal EMG_{di} fue registrada al llevarse a cabo una maniobra estática (MEI) y una maniobra dinámica (MDI). La señal EMG_{di} se registró con un par de electrodos de DCB y el TCB2 colocados en la parte baja inferior derecha del tórax. Esta zona anatómica ha sido previamente utilizada en los capítulos 3 y 4 para el registro no

invasivo de la señal del diafragma. El espectro de potencia de la señal EMGdi registrada con el electrodo TCB2 estuvo distribuida en un rango de frecuencias más amplio en comparación con el espectro de potencia de los registros con los DCB. Este comportamiento es similar a lo reportado en el estudio del bíceps. Igualmente, el SNR de los registros con el TCB2 fue menor en comparación a los registros con los DCB. El diámetro del electrodo TCB2 es menor que la distancia entre los electrodos de DCB. El uso de un electrodo de anillos concéntricos de mayor diámetro, pudiese producir señales EMGdi de mayor amplitud y mejorar el SNR.

Por otra parte, al efectuarse la MEI, se observó que la evolución de los parámetros de fatiga fue similar a la reportada durante la contracción isométrica en el bíceps en ambas configuraciones. Se observó un aumento del ARV en todos los registros, sin embargo, este fue más pronunciado en los registros con los DCB que en los registros con la TCB2. Se ha demostrado que la amplitud de las señales bioeléctricas adquiridas con electrodos de DCB es mayor en comparación a la registrada con electrodos TCB de dimensiones similares (Prats-Boluda et al., 2012), lo cual afectaría la calidad de los registros efectuados a pesar de mejorar su sensibilidad espacial. Al evaluar la MDF, esta disminuyó en los registros con el TCB2 mientras aumentó en los registros con los DCB. El índice FInsm5 aumentó en ambos registros, siendo este aumento más pronunciado en el TCB2 que en los DCB. En general, durante la realización de la MEI los estimadores de fatiga MDF y FInsm5 mostraron un mejor desempeño en el registro con el TCB2 en comparación al registro con los DCB, reflejando un comportamiento mucho más claro. Es importante resaltar que ambos registros EMGdi fueron afectados por la actividad cardíaca (Figura 7. 13) lo que provoca que la mayor parte de la energía de la señal se concentrara por debajo de los 50 Hz.

En la tercera parte de este capítulo se efectuó una maniobra dinámica inspiratoria (MDI) para el registro de la señal EMGdi a diferentes niveles de carga inspiratoria, llevando a cabo el protocolo descrito en el capítulo 4. En este caso el conjunto de electrodos fue colocado en la parte baja inferior izquierda del tórax. Con la intención de mejorar los registros electromiográficos, hemos utilizado el electrodo ACT. Se ha demostrado que los electrodos ACT tienen una mayor resolución espacial y SNR en comparación a los electrodos TCB (Besio et al., 2006b). Además, con el propósito de mejorar la conducción eléctrica, el electrodo de ACT fue hidratado con gel. Dado que los registros EMGdi fueron realizados en el lado izquierdo (Figura 7. 14), éstos presentan mayor interferencia cardíaca debido a la cercanía del corazón (Figura 7. 10). Dos señales EMGdi fueron registradas a partir de los anillos externo e interno del electrodo de ACT y fueron comparadas con la obtenida por el electrodo de DCB. En general, la densidad espectral de potencia de las señales EMGdi mostró una tendencia a aumentar con el incremento en la carga inspiratoria. En ambas configuraciones se observó un aumento de la densidad de espectral de potencia en la banda de frecuencia de la señal ECG. A diferencia de los registros con los DCB, el uso del electrodo de ACT mostró un mayor espectro

a altas frecuencias, lo que sugiere una mejor localización de la actividad electromiográfica. El resultado obtenido fue ligeramente superior en el anillo interno que en el anillo externo del electrodo ACT. El registro con los DCB alcanzó un rango de frecuencias (5% al 95 % del espectro) entre 11.2 y 33.5 Hz, mientras que los registros con el anillo interno y externo del ACT alcanzaron valores de frecuencia entre 11.2 y 67.6 Hz, y entre 11.2 y 64.2 Hz, respectivamente, desde volumen tidal hasta los 41 cm H₂O de carga inspiratoria. Al compararse los tramos con ruido y sin ruido de la señal EMGdi, el rechazo de la interferencia ECG fue notorio en los diferentes niveles de carga inspiratoria. En particular, a volumen tidal (mínima actividad electromiográfica) los registros efectuados con el electrodo de ACT mostraron una diferencia de 9.7 dB en comparación a los electrodos de DCB, mientras que a 41 cm H₂O (máxima actividad electromiográfica) mostraron una diferencia de 13.4 dB (Tabla 7. 9). Nuevamente, se destaca la capacidad del electrodo de ACT al ser menos sensible a interferencias distantes como la señal cardíaca.

En el presente estudio, se ha demostrado que es posible estimar el NRD de manera indirecta a partir de los registros efectuados con el electrodo de ACT. El NRD evaluado con el anillo interno y externo del electrodo de ACT aumentó con el incremento de la carga inspiratoria. Estos resultados son coherentes con la estimación del NRD obtenido a partir del registro con los DCB. El aumento del NRD fue más pronunciado en el registro con los electrodos de DCB en comparación al electrodo de ACT. Además, el NRD estimado con los registros hechos con el anillo externo del electrodo de ACT fue ligeramente mayor que el estimado con el anillo interno. Esta ligera diferencia en los resultados pudo ser debida al hecho de que la amplitud EMGdi presentó una mayor amplitud en los registros efectuados con el anillo externo en relación al anillo interno (Prats-Boluda et al., 2016).

Un aspecto importante a destacar es que las dimensiones de los electrodos utilizados pueden llegar a afectar los registros electromiográficos. La distancia entre electrodos es un factor que afecta la amplitud y el contenido frecuencial de las señales electromiográficas (Hermens et al., 2000). En particular, al utilizarse la configuración bipolar, un incremento de la distancia entre electrodos desplaza el espectro de la señal hacia bajas frecuencias (Lindström y Magnusson, 1977). Esto pudo haber limitado los resultados obtenidos al utilizarse electrodos de DCB. Se ha reconocido que las dimensiones del electrodo de ACT también afecta a la sensibilidad espacial de los registros electromiográficos (Farina y Cescon, 2001; Kaufer et al., 1990). Conforme aumenta el radio interno y se maximiza el área entre anillos y discos (espacios sin pistas eléctricas) la amplitud de la señal bioeléctrica que se registra aumenta (Kaufer et al., 1990). Sin embargo, su sensibilidad espacial se ve afectada.

La profundidad a la cual se puede registrar una señal bioeléctrica depende directamente de las dimensiones con las que se diseñe un electrodo de anillos concéntricos (Kaufer et al.,

1990; Prats-Boluda et al., 2011). Esto crea un compromiso entre la habilidad de detectar la señal en estudio con un buen nivel de amplitud y una adecuada resolución espacial (Kaufer et al., 1990; Prats-Boluda et al., 2016, 2011). En este trabajo, se observó que la amplitud registrada con el electrodo de ACT fue mayor en el anillo externo en comparación con el anillo interno. Este resultado coincide con lo obtenido por otros autores (Farina y Cescon, 2001; Kaufer et al., 1990; Prats-Boluda et al., 2016, 2015, 2012, 2011). El principal inconveniente del diseño experimental en el presente estudio radica en la imposibilidad de efectuar registros con la configuración clásica y los electrodos de anillos concéntricos de manera simultánea en una misma zona de registro. A pesar de ello, ambas configuraciones fueron colocadas lo más cercanas posibles, una respecto a la otra, con la intención de minimizar el problema de la distancia.

En la última parte de este capítulo, la señal EMGsc fue registrada en el músculo esternocleidomastoideo al realizarse una maniobra dinámica inspiratoria (MDI). Este músculo fue seleccionado ya que anatómicamente, su acceso es bastante simple, lo que facilita el registro de la señal EMGsc (Falla et al., 2002). A pesar de poseer tales ventajas, es necesario tener en cuenta algunos aspectos previos al registro de su señal. Al igual que en el bíceps y en el diafragma, la actividad electromiográfica registrada en el cuello exhibe cierta actividad ECG, en especial, durante períodos de relajación (Queisser et al., 1994). También, la actividad registrada puede estar contaminada por la musculatura subyacente, en especial la del músculo escaleno durante la respiración en reposo (De Troyer et al., 1994). Por otra parte, la actividad EMGsc puede ser distorsionada por artefactos de movimiento durante la respiración debido al movimiento del cuello. A pesar de lo antes señalado, en este trabajo hemos demostrado que es posible registrar la señal EMGsc con electrodos comerciales de ACB. El electrodo de ACB es el que presenta mayores dimensiones en comparación a los electrodos TCB1, TCB2 y ACT. Esto nos permite registrar una mayor amplitud de la señal EMGsc a pesar de la posible reducción en su selectividad espacial (Prats-Boluda et al., 2016).

Como se ha mostrado, el uso de electrodos concéntricos limita la influencia de la actividad eléctrica del músculo cardíaco (Figura 7. 19). Sin embargo, debido a la flexibilidad del material con que se confeccionan estos electrodos, una deformación mecánica (debido al movimiento del cuello) introduce ruido tipo impulsivo en sus registros durante el período inspiratorio. La amplitud EMGsc fue estimada con la técnica fSampEn (EMGsc-fSampEn) lo cual nos permitió reducir el efectos del ruido impulsivo de origen mecánico. Aunque en el presente trabajo no se efectuó una comparación directa con registros hechos con electrodos de disco como en los apartados anteriores, hemos demostrado que la señal registrada con el electrodo de ACB correlacionó con la señal Pmouth. La correlación entre la Pmouth y la EMGsc-fSampEn aumentó con el incremento de la carga inspiratoria desde 0.46 ± 0.11 (sin

carga) hasta 0.84 ± 0.08 (41 cm H₂O). Esto nos indica que el electrodo de ACB registra una mayor actividad EMGsc con el incremento de la carga inspiratoria.

Por otro lado, la señal EMGsc permitió estimar el NRD en todos los sujetos (Figura 7. 20). Esto refleja la habilidad que posee este electrodo para el estudio de la función muscular respiratoria en una zona distinta a la de aposición del diafragma. Nuevamente, es importante mencionar, debido a las dimensiones del electrodo de ACB, los captura de la señal EMGsc se realizar en una zona de registro mayor a la necesaria. Esto puede aumentar la interferencia de otros músculos cercanos a diferentes niveles de carga inspiratoria. Para reducir este problema sería necesario el uso de un electrodo de menores dimensiones focalizando mucho más la actividad del esternocleidomastoideo. Sin embargo, si cualquier otro músculo accesorio es reclutado durante la prueba, la contribución de estos debe reflejar el aumento progresivo del esfuerzo inspiratorio en forma global.

Por otro lado, hemos mostrado que las RTF cuadráticas miembros de la clase de Cohen son las herramientas de análisis más adecuadas para el estudio de la actividad EMGsc en comparación al espectrograma y al escalograma, ya que proporcionan una mejor resolución en tiempo y frecuencia. La aparición de términos de interferencia de la WVD no tiene gran influencia en la estimación de la frecuencia instantánea (Figura 7. 21). En general, tanto la media de la frecuencia instantánea en la primera y segunda mitad del ciclo inspiratorio de la señal EMGsc mostraron una tendencia a aumentar con el incremento de la carga inspiratoria en todas las RTF, al igual que lo hace la amplitud de la señal EMGsc-fSampEn. Se mostró que la media de la frecuencia instantánea en la segunda mitad del período inspiratorio fue significativamente mayor que la media de la frecuencia instantánea en la primera mitad del período inspiratorio ($p < 0.05$), en todo los niveles de carga inspiratoria, a excepción del volumen tidal (Tabla 7. 11). A pesar de que todas las RTF cuadráticas de la clase de Cohen mostraron un comportamiento similar, el uso de la GED2 y la BJD son la que más contribuyeron a diferenciar entre las medias de la frecuencia central instantánea de la primera y la segunda mitad del ciclo inspiratorio. El aumento observado en la frecuencia instantánea de los registros efectuados con el electrodo de ACB podría deberse al incremento de la frecuencia de disparo y/o el reclutamiento de las unidades motoras de las fibras musculares de contracción rápida (Duchateau y Enoka, 2011). Los resultados obtenidos refuerzan el hecho de que el uso de un electrodo de ACB permitiría extraer nueva información de carácter fisiológico a partir del contenido frecuencial de la señal EMGsc (Farina y Cescon, 2001; Farina et al., 2003; Reucher et al., 1987a, 1987b).

Los resultados expuestos en el presente capítulo muestran que el uso de electrodos de anillos concéntricos contribuiría en la evaluación de la función muscular respiratoria en comparación al uso de configuraciones más convencionales como la bipolar. Las dos principales

ventajas que podemos destacar del uso de los electrodos de anillos concéntricos son: en primer lugar, su uso contribuye a reducir las interferencias de origen cardíaco lejanas a la zona de registro. Esto es gracias a que este electrodo estima el potencial Laplaciano de superficie, que es más sensible a fuentes eléctricas cercanas y perpendiculares al músculo en estudio, dando como resultado un mayor rechazo de las fuentes de origen distantes. Por lo tanto, se mejoraría la resolución espacial de las señales electromiográficas registradas sobre la superficie del cuerpo, reduciendo así el efecto de filtrado espacial y ampliando su ancho de banda (Besio et al., 2006b). En segundo lugar, los electrodos de anillos concéntricos ayudan a reducir el problema de localización y orientación respecto a las fibras musculares y que hay que tomar en cuenta al momento al efectuar un registro electromiográfico (Farina y Cescon, 2001; Hermens et al., 2000). La principal desventaja encontrada en el uso de los electrodos de anillos concéntricos en comparación a la configuración bipolar es su baja relación señal ruido, que reduce su desempeño al momento de adquirir señales de muy baja amplitud. Sin embargo, los avances que se están alcanzando en materia de diseño de los electrodos concéntricos, permitirá reducir su actual limitación, mejorando su habilidad para el registro de señales de baja calidad y con ello poder convertirse en una alternativa al uso de las configuraciones más convencionales (Makeyev et al., 2016; Prats-Boluda et al., 2016). El mayor desafío hasta la fecha, es el desarrollo de un electrodo de anillos concéntricos cuyo diseño físico (diámetro y grosor de anillos, y espacio entre anillos y disco central) guarde relación con el registro del músculo de interés y que en consecuencia maximice el rechazo de las señales bioeléctricas no deseadas (Makeyev et al., 2016; Prats-Boluda et al., 2016). Finalmente, los registros electromiográficos utilizando electrodos de anillos concéntricos junto a técnicas de análisis de señales como la entropía muestral con valores fijos mejoraría de manera significativa la evaluación de la función muscular respiratoria. El uso de electrodos de anillos concéntricos podrían también ser empleados para el estudio de otros músculos y en condiciones diferentes a las encontradas en un laboratorio (Prats-Boluda et al., 2016).

7.5 Conclusiones

En el presente capítulo hemos propuesto el uso de electrodos de anillos concéntricos como una alternativa al uso clásico de la configuración bipolar y que en la práctica es la más utilizada para el registro de la señal electromiográfica. Distintos tipos de electrodos de anillos concéntricos fueron utilizados y comparados con los electrodos de disco en configuración bipolar para el registro no invasivo de la señal electromiográfica en el bíceps, el diafragma y el esternocleidomastoideo. Se mostró que la principal limitación del uso de los electrodos concéntricos es su baja relación señal ruido al registrar señales de baja amplitud en comparación a la configuración bipolar. Sin embargo, se demostró que los electrodos de anillos concéntricos

poseen la ventaja de mejorar la resolución espacial de las señales electromiográficas, reduciendo las interferencias distantes de origen bioeléctrico a la zona de registro como es el caso de la señal electrocardiográfica. Además, su uso reduce el problema asociado a la localización y orientación encontrado en la configuración bipolar. En resumen, los hallazgos reportados en este capítulo demuestran que el uso de los electrodos de anillos concéntricos podría convertirse en una alternativa al uso de las configuraciones convencionales para el estudio no invasivo de la actividad muscular respiratoria. Futuros estudios deberán estar encaminados al estudio de la actividad electromiográfica registrada con electrodos de anillos concéntricos en un mayor número de sujetos sanos y con diversas patologías.

7.6 Referencias

- Alberola-Rubio, J., Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Valero, J., Perales, A., Garcia-Casado, J., 2013. Comparison of non-invasive electrohysterographic recording techniques for monitoring uterine dynamics. *Medical Engineering & Physics* 35, 1736–1743.
- Al-Shekhlee, A., Shapiro, B.E., Preston, D.C., 2003. Iatrogenic complications and risks of nerve conduction studies and needle electromyography. *Muscle & Nerve* 27, 517–526.
- ATS/ERS, 2002. ATS/ERS statement on respiratory muscle testing. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 166, 518–624.
- Besio, W., Chen, T., 2007. Tripolar Laplacian electrocardiogram and moment of activation isochronal mapping. *Physiological Measurement* 28, 515–29.
- Besio, W.G., Aakula, R., Koka, K., Dai, W., 2006a. Development of a tri-polar concentric ring electrode for acquiring accurate Laplacian body surface potentials. *Annals of Biomedical Engineering* 34, 426–435.
- Besio, W.G., Koka, K., Aakula, R., Dai, W., 2006b. Tri-polar Concentric Ring Electrode development for Laplacian Electroencephalography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 53, 926–933.
- Castroflorio, T., Mesin, L., Tartaglia, G.M., Sforza, C., Farina, D., 2013. Use of electromyographic and electrocardiographic signals to detect sleep bruxism episodes in a natural environment. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 17, 994–1001.
- Christensen, H., Søgaaard, K., Jensen, B.R., Finsen, L., Sjøgaard, G., 1995. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 5, 27–36.
- Cohen, L., 1989. Time-Frequency Distributions-A Review. *Proceedings of the IEEE* 77, 941–981.
- de Andrade, a D., Silva, T.N.S., Vasconcelos, H., Marcelino, M., Rodrigues-Machado, M.G., Filho, V.C.G., Moraes, N.H., Marinho, P.E.M., Amorim, C.F., 2005. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 631–639.
- De Luca, C.J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 135–163.
- De Troyer, A., Peche, R., Yernault, J.-C., Estenne, M., 1994. Neck muscle activity in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 150, 41–47.
- Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T.I., Mileva, K.N., Bowtell, J.L., Crichton, N., Dimitrova, N.A., 2006.

- Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 38, 1971–1979.
- Duchateau, J., Enoka, R.M., 2011. Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system. *Brain Research* 1409, 42–61.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2015. EMG-Derived Respiration Signal using the Fixed Sample Entropy during an Inspiratory Load Protocol, in: *Proc 37th Annu Int Conf IEEE EMBS*. Milano, Italy, pp. 1703–1706.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2016. Improvement in Neural Respiratory Drive Estimation from Diaphragm Electromyographic Signals using Fixed Sample Entropy. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 20, 476–485.
- Falla, D., Dall’Alba, P., Rainoldi, A., Merletti, R., Jull, G., 2002. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles - A basis for clinical and research electromyography applications. *Clinical Neurophysiology* 113, 57–63.
- Farina, D., Arendt-Nielsen, L., Merletti, R., Indino, B., Graven-Nielsen, T., 2003. Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 50, 354–364.
- Farina, D., Cescon, C., 2001. Concentric-ring electrode systems for noninvasive detection of single motor unit activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 48, 1326–1334.
- Feltane, A., Faye Boudreaux-Bartels, G., Besio, W., 2012. Automatic Seizure Detection in Rats Using Laplacian EEG and Verification with Human Seizure Signals. *Annals of Biomedical Engineering* 41, 645–654.
- Fukuoka, Y., Miyazawa, K., Mori, H., Miyagi, M., Nishida, M., Horiuchi, Y., Ichikawa, A., Hoshino, H., Noshiro, M., Ueno, A., 2013. Development of a compact wireless Laplacian electrode module for electromyograms and its human interface applications. *Sensors* 13, 2368–83.
- Garcia-Casado, J., Zena-Gimenez, V., Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., 2014. Enhancement of Non-Invasive Recording of Electroenterogram by Means of a Flexible Array of Concentric Ring Electrodes. *Annals of Biomedical Engineering* 42, 651–660.
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., 2012. Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22, 501–512.
- He, B., Cohen, R.J., 1992a. Body surface Laplacian mapping of cardiac electrical activity. *The American Journal of Cardiology* 70, 1617–1620.
- He, B., Cohen, R.J., 1992b. Body surface Laplacian ECG mapping. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 39, 1179–1191.
- He, B., Yu, X., Wu, D., Mehdi, N., 1997. Body surface Laplacian mapping of bioelectrical activity. *Methods of Information in Medicine* 36, 326–328.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 361–374.
- Hjorth, B., 1975. An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 39, 526–530.
- Hodges, P.W., Gandevia, S.C., 2000. Pitfalls of intramuscular electromyographic recordings from the human costal diaphragm. *Clinical Neurophysiology* 111, 1420–1424.
- Kaufer, M., Rasquinha, L., Tarjan, P., 1990. Optimization Of Multi-ring Sensing Electrode Set, in: *Proc 12th Annu Int Conf IEEE EMBS*. Philadelphia, PA, USA, pp. 612–613.
- Kim, H.-L., Kim, M.-G., Lee, C., Lee, M., Kim, Y.-J., 2012. Miniaturized One-Point Detectable

- Electrocardiography Sensor for Portable Physiological Monitoring Systems. *IEEE Sensors Journal* 12, 2423–2424.
- Koka, K., Besio, W.G., 2007. Improvement of spatial selectivity and decrease of mutual information of tri-polar concentric ring electrodes. *Journal of Neuroscience Methods* 165, 216–222.
- Langenderfer, J., LaScalza, S., Mell, A., Carpenter, J.E., Kuhn, J.E., Hughes, R.E., 2005. An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force. *Computers in Biology and Medicine* 35, 25–39.
- Lindström, L.H., Magnusson, R.I., 1977. Interpretation of Myoelectric Power Spectra: A Model and Its Applications. *Proceedings of the IEEE* 65, 653–662.
- Luo, Y.M., Moxham, J., Polkey, M.I., 2008. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clinical Science* 115, 233–244.
- Makeyev, O., Ding, Q., Besio, W.G., 2016. Improving the accuracy of Laplacian estimation with novel multipolar concentric ring electrodes. *Measurement* 80, 44–52.
- Nunez, P.L., Silberstein, R.B., Cadusch, P.J., Wijesinghe, R.S., Westdorp, A.F., Srinivasan, R., 1994. A theoretical and experimental study of high resolution EEG based on surface Laplacians and cortical imaging. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 90, 40–57.
- Ollivier, K., Portero, P., Maïsetti, O., Hogrel, J.-Y., 2005. Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15, 466–73.
- Pan, J., Tompkins, W.J., 1985. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 32, 230–236.
- Prats-Boluda, G., Garcia-Casado, J., Martinez-de-Juan, J.L., Ponce, J.L., 2007. Identification of the slow wave component of the electroenterogram from Laplacian abdominal surface recordings in humans. *Physiological Measurement* 28, 1115–1133.
- Prats-Boluda, G., Garcia-Casado, J., Martinez-de-Juan, J.L., Ye-Lin, Y., 2011. Active concentric ring electrode for non-invasive detection of intestinal myoelectric signals. *Medical Engineering & Physics* 33, 446–455.
- Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Bueno Barrachina, J.M., Senent, E., Rodriguez de Sanabria, R., Garcia-Casado, J., 2015. Development of a portable wireless system for bipolar concentric ECG recording. *Measurement Science and Technology* 26, 1–10.
- Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Bueno-Barrachina, J., Rodriguez de Sanabria, R., Garcia-Casado, J., 2016. Towards the clinical use of concentric electrodes in ECG recordings: influence of ring dimensions and electrode position. *Measurement Science and Technology* 27, 1–11.
- Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Garcia-Breijo, E., Ibañez, J., Garcia-Casado, J., 2012. Active flexible concentric ring electrode for non-invasive surface bioelectrical recordings. *Measurement Science and Technology* 23, 1–10.
- Queisser, F., Bluthner, R., Brauer, D., Seidel, H., 1994. The relationship between the electromyogram-amplitude and isometric extension torques of neck muscles at different positions of the cervical spine. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 68, 92–101.
- Reucher, H., Rau, G., Silny, J., 1987a. Spatial Filtering of Noninvasive Multielectrode EMG: Part I--Introduction to Measuring Technique and Applications. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 34, 98–105.
- Reucher, H., Silny, J., Rau, G., 1987b. Spatial Filtering of Noninvasive Multielectrode EMG: Part II--Filter Performance in Theory and Modeling. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 34, 106–113.

- Similowski, T., Derenne, J.-P.H., 1994. Inspiratory muscle testing in stable COPD patients. *European Respiratory Journal* 7, 1871–1876.
- Stulen, F.B., De Luca, C.J., 1978. The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant-force isometric contractions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 45, 681–698.
- Terris, D.J., Hanasono, M.M., Liu, Y.C., 2000. Reliability of the Muller maneuver and its association with sleep-disordered breathing. *Laryngoscope* 110, 1819–1823.
- Walters, T.J., Kaschinske, K. a, Strath, S.J., Swartz, a M., Keenan, K.G., 2013. Validation of a portable EMG device to assess muscle activity during free-living situations. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, 1012–9.
- Wu, D., Tsai, H.C., He, B., 1999. On the estimation of the Laplacian electrocardiogram during ventricular activation. *Annals of Biomedical Engineering* 27, 731–745.
- Ye-Lin, Y., Alberola-Rubio, J., Prats-boluda, G., Perales, A., Desantes, D., Garcia-Casado, J., 2015. Feasibility and Analysis of Bipolar Concentric Recording of Electrohysterogram with Flexible Active Electrode. *Annals of Biomedical Engineering* 43, 968–976.

Capítulo 8

Conclusiones y extensiones futuras

La tesis desarrollada estuvo enmarcada en el estudio no invasivo de la función muscular respiratoria. Para ello, fue registrada la actividad mecánica y eléctrica en diferentes músculos respiratorios. El registro mecánico de la actividad respiratoria se llevó a cabo utilizando acelerómetros colocados en la parte inferior del pecho, zona de aposición del músculo diafragma (MMGdi). La señal MMGdi contiene información de alta (AF) y baja (BF) frecuencia. La componente de AF de la señal MMGdi contiene información relacionada la vibración muscular durante la inspiración (Sarlabous et al., 2013). En cambio, la componente de baja frecuencia (BF) de la señal MMGdi es un reflejo de la excursión de la caja torácica y por lo tanto permite el estudio de dinámica respiratoria (Mann et al., 2011). La actividad respiratoria fue registrada utilizando electrodos de disco en configuración bipolar colocados también en la parte inferior del pecho (EMGdi). La señal EMGdi es un registro global de los potenciales de acción de las unidades motoras de las fibras musculares generadas durante la inspiración. Además, a partir de la señal EMGdi es posible derivar la señal respiratoria contenida en la baja frecuencia de actividad EMGdi (EMGDR). La componente de BF de la señal MMGdi permitiría el estudio del patrón respiratorio con la intención de evaluar problemas asociados con la asincronía de los compartimientos torácico y abdominal (Hammer y Newth, 2009). Asimismo, la componente de BF de la señal MMGdi y la señal EMGDR contribuirían al monitoreo de la

frecuencia respiratoria, considerado como el signo vital registrado con menos frecuencia por parte del personal médico (Cretikos et al., 2008) y que es un identificador de la exacerbación de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) (Yañez et al., 2012). Por otro lado, la actividad eléctrica proveniente del diafragma permite cuantificar de manera indirecta los niveles de actividad neural respiratoria (NRD) provenientes del centro respiratorio (Jolley et al., 2009). El uso de la señal EMGdi estima de forma indirecta el inicio y fin neural del período inspiratorio. La detección de estos tiempos proporcionan medidas más precisas en comparación a medidas basadas en las señales flujo, presión esofágica o transdiafragmáticas (Parthasarathy et al., 2000) y que contribuyen en la evaluación de la asincronía existente entre pacientes y ventiladores (Sinderby et al., 1999). El NRD refleja los problemas asociados al desequilibrio entre la carga y la capacidad ventilatoria de los músculos respiratorios, lo que contribuye a evaluar el nivel y el patrón de su activación (Moxham y Jolley, 2009). El uso de señales electromiográficas respiratorias de distintos orígenes ha permitido evaluar el NRD contribuyendo al estudio de un amplio espectro de enfermedades respiratorias (Jolley et al., 2015). Lo antes descrito indica que el uso de la señal EMGdi podría ser utilizado para la detección no invasiva del inicio y fin neural, además del NRD.

Para la adquisición de las diferentes señales respiratorias fueron desarrollados e implementados diferentes protocolos respiratorios. Uno de los principales aportes de esta tesis es el diseño y aplicación diferentes métodos que permiten el procesado, análisis y extracción de información de las señales respiratorias. El uso de estas herramientas puede ser explorada en diferentes aplicaciones para el estudio de distintas señales de biomédicas.

8.1 Aportes de la tesis

8.1.1 Evaluación de la baja frecuencia en señales miográficas

El estudio de la actividad respiratoria permite obtener información básica sobre el estado de la salud de una persona. La actividad respiratoria es evaluada a partir de señales de uso habitual en la práctica clínica como la presión o el flujo respiratorio. En esta tesis se propuso el estudio de la respiración a partir de la baja frecuencia de la actividad mecánica y eléctrica producida por los músculos respiratorios.

8.1.1.1 Baja frecuencia en señales respiratorias registradas con acelerómetros

La respiración fue evaluada a partir registros de la actividad mecánica producida por el diafragma durante la inspiración (MMGdi). La actividad MMGdi en pacientes con EPOC (7 severos, 4 muy severos) fue registrada de manera bilateral utilizando acelerómetros capacitivos colocados en los lados opuestos de la parte baja del pecho, posición próxima a la zona de aposición del diafragma. Estos pacientes realizaron un protocolo de carga incremental

inspiratoria. La actividad respiratoria se encuentra modulada en amplitud y fase. Es por ello que en esta tesis se ha propuesto como técnica para obtener la BF de la actividad MMGdi el uso de la DEM como método de filtrado. La DEM es un método adaptativo, que permite el análisis de señales no lineales y no estacionarias, las cuales son descompuestas en modos oscilatorios o FMIs (Huang et al., 1998). Como método de selección de aquellas FMI con contenido de BF, se utilizó la frecuencia pico del espectro de potencia. Para obtener la BF de la señal MMGdi fueron seleccionadas y sumadas aquellas FMI cuya frecuencia pico del espectro de potencia estuviese en el rango de 0.1 a 0.7 Hz. La principal ventaja del uso de la DEM en este trabajo, es que no se requiere de un conocimiento a priori de la naturaleza de la señal en estudio. Una vez obtenida la BF de la señal MMGdi del lado izquierdo y derecho, se evaluó la asincronía bilateral mediante tres métodos: la figura de Lissajous (Konno y Mead, 1967), la Transformada de Hilbert (Pikovsky et al., 2001) y el algoritmo de Motto (Motto et al., 2005). Además, la BF de los registros MMGdi izquierdo y derecho en un sujeto sano que realizó un protocolo de carga incremental inspiratoria fueron sumadas para obtener una medida robusta y que permitió estimar la RR. Los resultados que se pueden desprender de estos estudios revelan que:

- El método de la DEM junto a la selección de las FMI utilizando el valor pico del espectro de potencia mostró ser una técnica aceptable para filtrar la BF de la señal MMGdi.
- Los métodos propuestos basados en la figura de Lissajous, la Transformada de Hilbert y el algoritmo de Motto permitieron valorar la asincronía bilateral y además mostraron un desempeño similar.
- Los valores de asincronía en pacientes con EPOC severos y muy severos fue de unos pocos grados hasta valores cercanos a los 160° (Hammer y Newth, 2009). Este último valor reportado indica un movimiento casi paradójico entre ambos hemidiafragmas, es decir, que durante la respiración el lado izquierdo y derecho se movieron en direcciones opuestas. Este fenómeno ha sido reportado de manera extensa en estudios toraco-abdominales pero no en estudios bilaterales de asincronía.
- La BF de la señal MMGdi permitió además monitorear la RR de manera continua en forma similar al uso de otras señales de uso convencional como la presión en boca.
- A diferencia de otros métodos de uso más extendido, como el de la pletismografía inductiva respiratoria (Eberhard et al., 1997), el uso de acelerómetros posibilita no solo la evaluación de la asincronía bilateral sino que además su uso puede extenderse a estudios toraco-abdominales.

8.1.1.2 Baja frecuencia en señales respiratorias registradas con un teléfono inteligente

Gracias al alto número de usuarios que hacen uso de teléfonos inteligentes, éstos resultan ideales como dispositivos tecnológicos que permitirían el registro de señales biomédicas de forma no invasiva. En este trabajo fue propuesto el uso de un teléfono inteligente para el registro de la BF de la señal MMGdi en cinco sujetos sanos que efectuaron un protocolo de carga incremental inspiratoria. De forma similar al uso de los acelerómetros, el teléfono inteligente fue colocado en la zona de aposición del diafragma. Este equipo permitió el registro de la aceleración a través del uso del acelerómetro tri-axial que lleva incorporado, lo que permitió capturar las tres componentes vectoriales acc_x , acc_y y acc_z de la aceleración. La componente acc_z fue seleccionada ya que representó la máxima excursión de la caja torácica (perpendicular a la zona de registro). El método de la DEMC fue utilizado para el filtrado de la señal acc_z debido a que representa una mejora de la DEM, reduciendo el problema persistente de la mezcla de modos en las FMI (Hu et al., 2012; Wu y Huang, 2009). Las FMI fueron seleccionadas utilizando la técnica de la DFA, DEMC-DFA (Peng et al., 1994). Para la selección de las FMI con información de BF, se utilizó el exponente de escala α , el cual puede utilizarse para determinar si una serie temporal es o no suavizada (Leistedt et al., 2007; Peng et al., 1995). En este trabajo se propuso que aquellas FMI cuyo valor de α fuese mayor a 0.5 serían seleccionadas y sumadas a excepción del residuo. Los resultados derivados de este estudio indican que:

- El uso de los teléfonos inteligentes permiten el registro de la BF de la señal MMGdi al utilizarse en protocolos respiratorios.
- La respiración fue detectada de manera predominante en la señal acc_z , sin embargo, es posible evaluar la contribución de resto de las componentes de aceleración.
- El método propuesto de la DEMC-DFA, utilizado para reducir la mezcla de modos junto a la selección de las FMI a partir del exponente de escala α mostró ser una técnica robusta para filtrar la BF de la señal MMGdi representada por la señal de aceleración registrada con un teléfono inteligente.
- La señal de aceleración registrada con un teléfono inteligente permitió estimar la RR.

8.1.1.3 Baja frecuencia en señales respiratorias registradas con electrodos de superficie

La respiración fue evaluada a partir del registro no invasivo de la actividad eléctrica producida por el diafragma durante la inspiración (EMGdi). La señal EMGdi fue registrada en la parte baja del pecho, posición próxima a la zona de aposición del diafragma en tres sujetos sanos que realizaron un protocolo de carga incremental inspiratoria. Este estudio consistió en obtener la señal EMGDR a partir de la señal EMGdi. La señal EMGDR se obtuvo al evaluar la amplitud de la señal EMGdi utilizando el método de la fSampEn, la cual presenta una menor

sensibilidad en presencia componentes deterministas como el ECG y es más sensible en presencia de actividad estocástica como el EMGdi, (Sarlabous et al., 2014). La EMGDR fue comparada con la señal respiratoria derivada a partir de la señal ECG (EDR). Basados en los aportes obtenidos en este trabajo se enuncian las siguientes conclusiones:

- El uso de la fSampEn mostró ser una poderosa herramienta para obtener la señal EMGDR sin necesidad de aplicar otras técnicas de filtrado de uso convencionales.
- El desempeño de la señal EMGDR mostró ser superior en comparación al uso de la señal EDR para el estudio de la actividad respiratoria a diferentes niveles de carga inspiratoria. El principal inconveniente para la obtención de la señal EDR es que requiere de un número específico de muestras, determinado por los complejos QRS de la señal ECG (Witte et al., 1988).
- El uso de la señal EMGDR contribuyó a estimar la RR de forma similar que la señal EDR, lo cual revela su uso potencial para el monitoreo del patrón respiratorio.

8.1.2 Detección del inicio y fin neural respiratorio en señales EMGdi de superficie

El registro invasivo de la actividad electromiográfica del diafragma proporciona una medida indirecta del NRD. A partir de la señal EMGdi pueden extraerse los tiempos de inicio (nt_{on}) y fin neural (nt_{off}), información temporal relacionada con la activación y la relajación de la musculatura respiratoria, respectivamente. Sin embargo, los registros electromiográficos se llevan a cabo a través de métodos invasivos, que en general conllevan el uso de electrodos esofágicos colocados al nivel del diafragma (Jolley et al., 2009). En este trabajo la actividad EMGdi fue registrada utilizando electrodos de disco en configuración bipolar colocados en la zona de aposición del diafragma. Como método para evaluar la amplitud de la señal EMGdi y reducir el efecto debido a la interferencia cardíaca se propuso el uso de la fSampEn ($EMGdi_{fse}$). La detección de los tiempos nt_{on} y nt_{off} fue realizada a partir de la señal $EMGdi_{fse}$. El nt_{off} fue definido como el tiempo en donde la $EMGdi_{fse}$ disminuye al 70 % de su valor pico dentro de un período inspiratorio (T_i). En el caso de la detección del nt_{on} fue propuesto un método de umbral dinámico. Este consistió en obtener la distribución de amplitud de un segmento $EMGdi_{fse}$ entre dos picos consecutivos aplicando el método de estimación de densidad por kernel (KDE) que permitió estimar la función de densidad de probabilidad (Silverman, 1986). A partir de la función de densidad de probabilidad fue definido el umbral dinámico como su valor pico y que representa la moda de la distribución de amplitud. Por consiguiente, el nt_{on} fue calculado como el valor que cruza el umbral definido por la moda. El uso de los tiempos nt_{on} y nt_{off} permitió el cálculo de los siguientes parámetros ventilatorios: la frecuencia neural respiratoria nRR , el tiempo neural inspiratorio (nT_i), y el tiempo neural inspiratorio fraccional (nT_i/T_{tot}).

Además, fue registrada la señal de flujo respiratorio, la cual permitió el obtener los tiempos de inicio (t_{on}) y fin (t_{off}) respiratorio. Los tiempos t_{on} y t_{off} fueron detectados aplicando

un criterio basado en el cruce por cero en la señal de flujo respiratorio. Los tiempos t_{on} y t_{off} fueron utilizados para calcular los siguientes parámetros: la RR, el T_i , y el tiempo inspiratorio fraccional (T_i/T_{tot}). Las detecciones de los tiempos iniciales y finales y los diferentes parámetros ventilatorios obtenidos entre la $EMGdi_{fsc}$ y la señal de flujo respiratorio fueron comparadas.

En este trabajo, fueron desarrollados e implementados dos protocolos respiratorios para el registro simultáneo de las señales $EMGdi$ y flujo respiratorio en 10 sujetos sanos (5 mujeres y 5 hombres) con la intención de controlar el patrón respiratorio. El primero consistió en el incremento de la RR de manera progresiva en 15, 20, 24, 30 y 40 respiraciones por minuto (bpm) manteniendo un T_i/T_{tot} de 0.40. El segundo consistió en respirar de manera progresiva disminuyendo el T_i/T_{tot} en 0.54, 0.45, 0.36, 0.27 y 0.18 y manteniendo una RR de 16 bpm. Los principales aportes de este trabajo fueron:

- El desarrollo e implementación de dos protocolos respiratorios para el control del patrón respiratorio y el registro de las señales $EMGdi$ y flujo respiratorio.
- El uso de la $fSampEn$ como método para cuantificar la amplitud de la señal $EMGdi$ en presencia de interferencia cardíaca.
- La detección del nt_{off} , definido como el tiempo en donde la $EMGdi_{fsc}$ disminuye al 70 % de su valor pico dentro de un T_i , ofrece una medida simple y robusta para determinar el cese de la actividad $EMGdi$. El grado de acuerdo evaluado mediante el gráfico de Bland-Altman entre los tiempos de finales de la $EMGdi_{fsc}$ y la señal de flujo respiratorio reveló un error sistemático global de 11 ms para el protocolo RR y de -2 ms y para el protocolo T_i/T_{tot} , con la mayor parte de las diferencias dentro de los límites de acuerdo.
- La detección del nt_{on} aplicando la técnica propuesta de umbral dinámico, basada en la distribución de la amplitud de la $EMGdi_{fsc}$ y que hace uso del método de estimación de densidad por kernel mostró ser eficiente para la detección del inicio de la actividad $EMGdi$. El grado de acuerdo evaluado mediante el gráfico de Bland-Altman entre los tiempos de inicio de la $EMGdi_{fsc}$ y la señal de flujo respiratorio reveló un error sistemático global de 46 ms para el protocolo RR y de 22 ms para el protocolo T_i/T_{tot} , con la mayor parte de las diferencias dentro de los límites de acuerdo. Los valores obtenidos se encuentran dentro de un rango aceptable y las diferencias observadas pudieron ser debidas a problemas asociados al registro de la señal $EMGdi$ como la variación en la línea de base, la presencia de artefactos de movimiento, la influencia de actividad electromiográfica no deseada de músculos vecinos, la persistente interferencia del ECG o el aumento de la amplitud (Allison, 2003).
- El grado de asociación lineal entre los pares RR y nRR medido con la correlación de Pearson (r) fue alto y de 0.99. Además se obtuvo un grado de acuerdo con un

error sistemático de 0.01 bpm con límites de acuerdo de -2.39 a 2.41 bpm. En el caso de los pares T_i/T_{tot} y nT_i/T_{tot} el valor r fue de 0.86 con límites de acuerdo de -0.11 a 0.10 y un error sistemático de -0.01. Los resultados obtenidos indican que los parámetros ventilatorios, derivados a partir de los tiempos de inicio y fin neural, pudiesen contribuir en el monitoreo del patrón respiratorio.

El método propuesto en este trabajo representa una alternativa prometedora para evaluar los tiempos de inicio y fin neural de manera no invasiva mediante el registro eléctrico de la actividad muscular respiratoria. El llevar a cabo este tipo de registros refuerza el hecho de que es posible utilizar instrumentación de menor costo en comparación al uso de técnicas convencionales. Además, los tiempos de inicio y fin neural detectados al utilizar registros electromiográficos superficiales contribuirían al estudio de la asincronía paciente-ventilador (Sinderby et al., 1999).

8.1.3 Evaluación de impulso neural respiratorio

Los niveles de NRD incrementan con el aumento de la carga de los músculos inspiratorios en relación a su capacidad. En este estudio hemos propuesto el uso de la señal EMGdi para cuantificar de manera indirecta los niveles de NRD. No obstante, todo registro electromiográfico como es el caso de la señal EMGdi se encuentran contaminados por la actividad electromagnética, artefactos de movimiento, contaminación de otros músculos cercanos a la zona de registro y en particular, por la actividad ECG. Esta última afecta de manera importante en la correcta evaluación de la señal EMGdi. La práctica clínica reporta el uso de los parámetros ARV y RMS como los estimadores de la amplitud de la actividad electromiográfica de mayor uso (Farina y Merletti, 2000; González-Izal et al., 2012). Sin embargo, estos parámetros muestran una alta sensibilidad en presencia de actividad cardíaca. Por lo anterior, en esta tesis hemos propuesto el uso de la fSampEn como una alternativa robusta que permita mejorar la estimación la amplitud de la señal EMGdi con ruido ECG, y por lo tanto mejorar la evaluación del NRD en comparación al uso de los parámetros ARV y RMS. La actividad EMGdi y de presión en boca (Pmouth) fueron registradas en cinco sujetos sanos que realizaron un protocolo de carga incremental inspiratoria (respiración tranquila, 9, 17, 25 y 33 cm H₂O). A partir de las señales adquiridas, fueron generadas tres señales sintéticas: EMGdi con ruido y sin ruido cardíaco y una señal envolvente inspiratoria. Los parámetros ARV, RMS y fSampEn fueron evaluados en señales EMGdi sintéticas y reales. El uso de las señales EMGdi sintéticas permitió caracterizar la respuesta de la señal de EMGdi cuando se ve o no afectada por la actividad ECG a diferentes niveles carga inspiratoria. En esta tesis las señales sintéticas generadas tomaron en cuenta la energía y el contenido frecuencial de las señales EMGdi

registradas durante la inspiración y la espiración. El patrón respiratorio ajustado a 16 bpm, el cual se encuentra en el rango normal de la respiración.

8.1.3.1 Estudio comparativo de los parámetros ARV, RMS y fSampEn

El estudio de la señal EMGdi a través de los parámetros ARV, RMS y fSampEn debe tomar en cuenta diferentes aspectos como son el tamaño de ventana o el número de muestras en la ventana de procesado. Los resultados obtenidos revelan que:

- Los valores óptimos encontrados para el análisis de la señal EMGdi usando la fSampEn son $m = 1$ y $r = 0.3$ veces la desviación estándar de la señal en estudio y que han confirman los propuestos en (Sarlabous et al., 2013) para el estudio de la AF en señales MMGdi.
- El tamaño de la ventana de análisis afecta severamente a los parámetros ARV y RMS (una mayor ventana genera un mayor suavizado) y en menor medida a la fSampEn. Las variaciones reflejadas sobre los parámetros ARV y RMS revelan una dependencia respecto al número de complejos QRS que se encuentren dentro de la ventana de análisis utilizada. En las señales EMGdi estudiadas se encontró que una ventana de 1 s de duración es adecuada para la evaluación de la fSampEn.
- La fSampEn es afectada por el número de muestras de la ventana de análisis en comparación al ARV y RMS. El nivel de offset y dispersión incrementa cuando el número de muestras dentro de la ventana de análisis se reduce, sin embargo, los resultados no se ven afectados. Este problema fue eliminado al normalizar la fSampEn restándole su valor medio y dividiéndola por su desviación estándar.

El control de las diferentes variables que afectan a los parámetros ARV, RMS y fSampEn permiten optimizar su desempeño de cara a mejorar el estudio de la amplitud de la señal EMGdi. El fSampEn mostró ser una herramienta con un desempeño superior en relación a los parámetros ARV y RMS. La fSampEn cuantifica la amplitud de las componentes complejas de señales estocásticas (como EMGdi), siendo menos afectadas por los cambios en amplitud debido a las componentes de menor complejidad (ECG).

8.1.3.2 Señales EMGdi y actividad ECG

En este estudio se evaluó el comportamiento de la fSampEn, como un método para mejorar la medición del NRD a partir de señales EMGdi (sintéticas y reales) en presencia de la actividad cardíaca, en comparación con los enfoques basados en el uso del ARV y el RMS. Los principales aportes que se desprenden de este trabajo son:

- La correlación y la concordancia entre las señales EMGdi sintéticas con y sin ruido ECG aumentó en todos los parámetros evaluados con el incremento de la carga

inspiratoria. Ello implica que la relación señal/ruido mejora a medida que la amplitud de la envolvente inspiratoria aumenta así como el desempeño de todos los parámetros.

- La correlación entre las señales EMGdi sintéticas (con y sin ruido ECG) y la señal envolvente inspiratoria mostró qué tan bien todos los parámetros correlacionan con o sin la interferencia del ECG en todos los niveles de envolvente inspiratoria. Sin ruido ECG, todos los parámetros mostraron una fuerte correlación en los diferentes niveles de envolvente inspiratoria. En cambio, en presencia ruido ECG, se encontró que la fSampEn obtuvo los valores más altos de correlación, seguido del ARV y del RMS. Los valores de correlación de todos los parámetros aumentó con el incremento de la envolvente inspiratoria. El uso de la fSampEn obtuvo un alto desempeño en presencia o no de actividad ECG a través del aumento simulado de la activación del músculo diafragma.
- La correlación de todos los parámetros evaluados sobre la señal EMGdi registrada y la señal Pmouth aumentó con el incremento de la carga inspiratoria. Nuevamente, la fSampEn obtuvo los valores más altos de correlación seguido del ARV y del RMS.
- El NRD estimado a través del uso de los tres parámetros sobre las señales EMGdi sintética y real aumentó con el incremento de la carga inspiratoria. El uso de la fSampEn mostró una mayor sensibilidad para la detección del NRD en comparación al ARV y el RMS.

Este trabajo revela que la señal EMGdi puede ser utilizada para la estimación del NRD de manera no invasiva. Además, la fSampEn ha demostrado ser un parámetro robusto para evaluar la amplitud de la señal EMGdi en comparación al uso del ARV y el RMS, ya que es menos afectado por ruidos de tipo impulsivo como la señal ECG. A pesar de que el diseño experimental de este estudio se enfocó en el análisis de las señales EMGdi registradas en sujetos sanos, su uso podría extenderse al análisis de enfermedades como la EPOC (Jolley et al., 2009).

8.1.4 Señales EMGdi y arritmias cardíacas

La señal EMGdi está influenciada por la actividad ECG, la cual es descrita como un ruido de tipo impulsivo de gran amplitud, muy corta duración que presenta un ritmo y morfología normal. Sin embargo, en presencia de arritmias, el análisis de la señal EMGdi puede ser un todo un reto debido a que el desempeño de los parámetros fSampEn, ARV y RMS pueden verse afectados por las arritmias. Hasta la fecha, son escasos los trabajos que han evaluado señales biomédicas contaminadas con arritmias (Maier y Dickhaus, 2014; Maier et al., 2014; Wu et al., 2014). En esta tesis hemos evaluado las señales EMGdi sintéticas con arritmias cardíacas de tipo ventricular y supraventricular.

Los resultados obtenidos mostraron que es posible evaluar el NRD en señales EMGdi sintéticas contaminadas por diferentes tipos de arritmias. La fSampEn mostró ser un parámetro

robusto en presencia de arritmias a diferencia de los parámetros ARV y RMS y que fueron severamente afectados. A pesar de que los resultados expuestos fueron extraídos a partir de señales EMGdi sintéticas, éstos pueden extrapolarse para el caso de señales reales. Una clara ventaja del uso de la fSampEn en relación a los parámetros ARV y RMS está en que si la presencia de arritmias es persistente no sería necesario excluir segmentos de señal como habitualmente se realiza (Maier y Dickhaus, 2014). Además, no sería necesario el uso de etapas para el preprocesado de la señal EMGdi, que crean un compromiso entre reducir la influencia de las arritmias o de preservar el mayor contenido electromiográfico posible.

8.1.5 Registros de señales electromiográficas mediante electrodos concéntricos

El registro electromiográfico es realizado de manera rutinaria mediante electrodos de disco en configuración bipolar. Sin embargo, los registros obtenidos poseen una pobre resolución espacial, lo cual impide distinguir entre fuentes cercanas a los músculos. Uno de los inconvenientes subyace en el efecto conductor de volumen, en donde las diferentes capas de tejido subcutáneo producen una atenuación y ensanchamiento de la distribución del potencial presente en la superficie del músculo (Farina y Rainoldi, 1999). Como una alternativa para mejorar la resolución espacial y reducir el efecto de emborronamiento de los registros superficiales se encuentra en el uso de arreglos de electrodos. Uno de los arreglos que ha demostrado mayores ventajas en su uso son los electrodos de anillos concéntricos (Farina y Cescon, 2001). Conocidos también como electrodos Laplacianos, permiten estimar el potencial Laplaciano de superficie, el cual corresponde a la segunda derivada del potencial de superficie (He y Cohen, 1992). Además, permiten atenuar interferencias de origen bioeléctrico como la señal ECG (Prats-Boluda et al., 2011).

En esta tesis se propuso el registro y caracterización de la actividad electromiográfica registrada con electrodos de anillos concéntricos, los cuales fueron comparados con registros de electrodos de disco en configuración bipolar. Tres configuraciones de electrodos de anillos concéntricos fueron utilizados: anillo concéntrico tripolar en configuración cuasi bipolar (TCB), electrodo de anillo concéntrico en configuración tripolar (ACT) y electrodo de anillo concéntrico en configuración bipolar (ACB). Las señales electromiográficas fueron registradas de manera no invasiva sobre el bíceps, el diafragma y el esternocleidomastoideo

8.1.5.1 Estudio con carga sostenida utilizando electrodos concéntricos

La señal electromiográfica fue registrada en el bíceps del brazo durante una maniobra de contracción isométrica sostenida y en el lado derecho del diafragma durante una maniobra estática inspiratoria (maniobra de Müller) utilizando electrodos de anillos concéntricos y electrodos de disco en configuración bipolar. Los principales aportes de este estudio comparativo fueron:

- Los registros con electrodos de anillos concéntricos fueron menos afectados por la interferencia ECG en relación a uso de la configuración bipolar.
- El espectro de potencia de los registros realizados con electrodos de anillos concéntricos estuvieron distribuidos en un rango de frecuencias más amplio en comparación a los registros realizados con electrodos en configuración bipolar lo que sugiere una mejor localización de la actividad electromiográfica
- La relación señal/ruido de los registros con los electrodos de disco en configuración bipolar son claramente mayores a los obtenidos con los electrodos de anillos concéntricos. El hecho de que la distancia entre de la configuración bipolar haya sido mayor que la distancia entre anillos, pudo influir en que la amplitud de registrada con este último se reduzca considerablemente.
- La fatiga muscular evaluada en con la amplitud (ARV) revelo que los registros con la configuración bipolar fueron más sensibles que los de los anillos concéntricos. En relación a los parámetros frecuenciales (MNF, y FInsm5) estos tuvieron un mejor desempeño en los registros con anillos concéntricos.

Los registros con el electrodo de anillos concéntricos contribuirían a mejorar el monitoreo de la fatiga muscular, ya que proporcionan mayores cambios en los parámetros espectrales en comparación al uso de electrodos convencionales.

8.1.5.2 Estudio con carga incremental inspiratoria

La señal electromiográfica fue registrada en el lado izquierdo diafragma y en el lado izquierdo del cuello donde se localiza el músculo esternocleidomastoideo durante un protocolo de incremento de la carga inspiratoria. Los aportes que se desprenden de este estudio son:

- La densidad espectral de potencia aumentó con el incremento de la carga inspiratoria, siendo mayor entre mayor sea el diámetro del anillo.
- Los electrodos de anillos concéntricos mostraron un mayor contenido de altas frecuencias (ligemente mayor en anillos de menor diámetro) en comparación a los electrodos de disco en configuración bipolar.
- El rechazo de la interferencia ECG fue evidente en los diferentes niveles de carga inspiratoria al utilizarse el electrodo de anillos concéntricos. A pesar de ello, fue notorio el contenido en la banda del ECG, lo cual indica la dificultad que presenta su rechazo.
- Se demostró que es posible cuantificar el NRD de manera indirecta a partir de la actividad electromiográfica del diafragma y del esternocleidomastoideo, lo cual es coherente con los resultados expuestos en esta tesis al evaluarse registros EMGdi con electrodos bipolares.

- A partir de los registros en el esternocleidomastoideo fue posible evaluar la frecuencia central instantánea aplicando representaciones en tiempo frecuencia. Se encontró que la media de la frecuencia central instantánea de la primera y segunda mitad del ciclo inspiratorio mostraron una tendencia a aumentar con el incremento de la carga inspiratoria. Además, la media de la frecuencia central instantánea de la segunda mitad del ciclo inspiratorio fue mayor que la obtenida en la primera mitad, a excepción de la respiración sin carga. Dicho aumento pudo ser debido al reclutamiento y/o disparo de unidades de las unidades motoras de las fibras musculares de contracción rápida (Duchateau y Enoka, 2011)

Los resultados obtenidos ponen en evidencia que el uso de electrodos de anillos concéntricos permite el registro de la actividad electromiográfica respiratoria con la intención de evaluar la función muscular respiratoria. Su uso permitiría reducir la interferencia de fuentes lejanas como la actividad cardíaca. Además, ayudaría a mejorar la calidad de los registros electromiográficos, reduciendo el efecto de filtrado espacial debido al efecto conductor de volumen. Por otra parte, otra de las ventajas de este tipo de electrodos es que se reduce el problema de la localización ya que son invariantes a la rotación (de tipo isotrópico) a diferencia de las configuraciones como la bipolar (Farina y Cescon, 2001).

8.2 Extensiones futuras

Esta tesis ha tenido como objetivo fundamental el estudio de la actividad muscular respiratoria a partir de registros no invasivos mecánicos y eléctricos para el estudio de la función muscular respiratoria. En la realización de la misma se han encontrado nuevas áreas de interés que no han podido ser abordadas, abriendo posibilidades futuras para extender el trabajo aquí presentado. Una limitación encontrada a lo largo de esta tesis es el número reducido de individuos evaluados. Por lo tanto, uno de los principales objetivos sería el desarrollo de una base de datos con un mayor número de sujetos sanos y pacientes. Además, esta base de datos debería incluir registros eléctricos y mecánicos bilaterales a partir de múltiples sensores. El estudio conjunto de la actividad mecánica y eléctrica incrementaría el conocimiento de la función muscular respiratoria. Los esfuerzos futuros deberán ser dirigidos a mejorar la instrumentación utilizada para el registro de las señales miográficas así como la perfeccionar las técnicas de procesado y análisis utilizadas. Para mejorar la adquisición de los diferentes registros miográficos se propone:

- El uso de acelerómetros de tipo triaxial que permitan evaluar la dinámica respiratoria en el espacio tridimensional.

- Evaluar el efecto que tiene la variar distancia entre electrodos, la posición y la orientación de los electrodos de disco en configuración bipolar para en el registro de señales electromiográficas sobre el torso.
- Investigar la influencia de las dimensiones de los electrodos de anillos concéntricos sobre los registros electromiográficos. Para este fin, una posibilidad es el uso de electrodos concéntricos multianillo con anchos y diámetros de anillos variables (Prats-Boluda et al., 2016). La optimización de las dimensiones físicas de los electrodos concéntricos permitiría mejorar su selectividad y en consecuencia mejorar los registros electromiográficos.

Las técnicas de procesado utilizadas en esta tesis podrían emplearse en otras señales biomédicas registradas de manera invasiva y no invasiva en pacientes con EPOC, con ventilación mecánica o en neonatos con problemas respiratorios. Además, futuros trabajos deben ir dirigidos a perfeccionar las técnicas de procesado utilizadas. A continuación se enuncian algunas líneas a considerar:

- Optimizar el método de la DEMC-DFA para obtener la BF en señales mecanomiográficas. La mezcla de modos en las FMI es el problema más persistente al aplicar la DEMC. Para reducir el problema de la mezcla de modos se requiere evaluar el nivel de ruido Gaussiano a agregar y el número de iteraciones requeridas en la DEMC. Igualmente, es importante explorar otros algoritmos asistidos por ruido como la descomposición empírica en modos por conjuntos completa con ruido adaptativo, el cual es una variación de la DEMC. Por otro lado, la selección de las FMI al utilizar el método de la DFA mejoraría al evaluar distintos tipos de ajustes polinómicos y solapamiento de las cajas.
- Evaluar diferentes criterios de normalización que permitan que la fSampEn tenga una interpretación física similar al RMS. Implementar nuevas técnicas basadas en el estudio de la entropía como la entropía difusa o la entropía multiescala para el análisis de las señales electromiográficas.
- Estudio de otros tipos de kerneles (Laplace, Bessel) que permitan mejorar la detección del tiempo de inicio neural en señales EMGdi.
- Implementar los diferentes algoritmos desarrollados para el procesado y análisis de las señales miográficas en tiempo real para incorporarlos en dispositivos inalámbricos o en tecnología móvil.

Finalmente, diferentes estudios se han encaminado al registro de un número reducido de señales fisiológicas que permitan extraer el máximo posible de información. Motivados por esta idea, se utilizó un dispositivo inalámbrico para el registro de la señal EMGdi durante un

protocolo de carga incremental inspiratoria en un sujeto sano en el que fue posible extraer el NRD, la RR y la frecuencia cardíaca de manera simultánea (Estrada et al., 2016). En resumen, el uso de nuevos dispositivos para la adquisición de señales biomédicas junto a poderosas técnicas de procesamiento abre el compás a que se puedan implementar nuevos protocolos respiratorios que puedan llevarse a cabo de forma ambulatoria, lo que contribuiría a reducir gastos en materia de salud y mejorar la atención médica.

8.3 Referencias

- Allison, G.T., 2003. Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13, 209-216.
- Cretikos, M.A., Bellomo, R., Hillman, K., Chen, J., Finfer, S., Flabouris, A., 2008. Respiratory rate: the neglected vital sign. *Med. J. Aust.* 188, 657-659.
- Duchateau, J., Enoka, R.M., 2011. Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system. *Brain Res.* 1409, 42-61.
- Eberhard, A., Carry, P.-Y., Baconnier, P., Cotte, P., Benchetrit, G., 1997. Evaluation of respiratory inductive plethysmography: accuracy for analysis of respiratory waveforms. *Chest* 111, 910-915.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2016. Evaluating Respiratory Muscle Activity using a Wireless Sensor Platform, en: *Proceedings of the 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Orlando, Florida, USA.
- Farina, D., Cescon, C., 2001. Concentric-ring electrode systems for noninvasive detection of single motor unit activity. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 48, 1326-1334.
- Farina, D., Merletti, R., 2000. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 337-349.
- Farina, D., Rainoldi, A., 1999. Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG: A simulation study. *Med. Eng. Phys.* 21, 487-497.
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., 2012. Electromyographic models to assess muscle fatigue. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 22, 501-512.
- Hammer, J., Newth, C.J.L., 2009. Assessment of thoraco-abdominal asynchrony. *Paediatr. Respir. Rev.* 10, 75-80.
- He, B., Cohen, R.J., 1992. Body surface Laplacian ECG mapping. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 39, 1179-1191.
- Hu, X., Peng, S., Hwang, W.L., 2012. EMD revisited: A new understanding of the envelope and resolving the mode-mixing problem in AM-FM signals. *IEEE Trans. Signal Process.* 60, 1075-1086.
- Huang, N.E., Shen, Z., Long, S.R., Wu, M.C., Shih, H.H., Zheng, Q., Yen, N.-C., Tung, C.C., Liu, H.H., 1998. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proc. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.* 454, 903-995.
- Jolley, C.J., Luo, Y.M., Steier, J., Rafferty, G.F., Polkey, M.I., Moxham, J., 2015. Neural respiratory drive and breathlessness in COPD. *Eur. Respir. J.* 45, 355-364.
- Jolley, C.J., Luo, Y.-M., Steier, J., Reilly, C., Seymour, J., Lunt, A., Ward, K., Rafferty, G.F., Polkey, M.I., Moxham, J., 2009. Neural respiratory drive in healthy subjects and in COPD. *Eur. Respir. J.* 33, 289-297.
- Konno, K., Mead, J., 1967. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during

- breathing. *J. Appl. Physiol.* 22, 407-422.
- Leistedt, S., Dumont, M., Lanquart, J.P., Jurysta, F., Linkowski, P., 2007. Characterization of the sleep EEG in acutely depressed men using detrended fluctuation analysis. *Clin. Neurophysiol.* 118, 940-950.
- Maier, C., Dickhaus, H., 2014. Extraction of respiratory myogram interference from the ECG and its application to characterize sleep-related breathing disorders in atrial fibrillation. *J. Electrocardiol.* 47, 826-830.
- Maier, C., Wenz, H., Dickhaus, H., 2014. Robust Detection of Sleep Apnea from Holter ECGs. *Methods Inf. Med.* 53, 303-307.
- Mann, J., Rabinovich, R., Bates, A., Giavedoni, S., MacNee, W., Arvind, D.K., 2011. Simultaneous Activity and Respiratory Monitoring Using an Accelerometer. *Int. Conf. Body Sens. Networks* 139-143.
- Motto, A.L., Galiana, H.L., Brown, K. a, Kearney, R.E., 2005. Automated estimation of the phase between thoracic and abdominal movement signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52, 614-621.
- Moxham, J., Jolley, C., 2009. Breathlessness, fatigue and the respiratory muscles. *Clin. Med. (Northfield. Il).* 9, 448-452.
- Parthasarathy, S., Jubran, A., Tobin, M.J., 2000. Assessment of neural inspiratory time in ventilator-supported patients. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 162, 546-552.
- Peng, C.K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H.E., Goldberger, a. L., 1994. Mosaic organization of DNA nucleotides. *Phys. Rev. E. Stat. Nonlin. Soft Matter Phys.* 49, 1685-1689.
- Peng, C.K., Havlin, S., Stanley, H.E., Goldberger, A.L., 1995. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos* 5, 82-87.
- Pikovsky, A., Roseblum, M., Kurths, J., 2001. *Synchronization: A Universal Concept in Nonlinear Sciences*. Vol. 12. Cambridge University Press, New York.
- Prats-Boluda, G., Garcia-Casado, J., Martinez-de-Juan, J.L., Ye-Lin, Y., 2011. Active concentric ring electrode for non-invasive detection of intestinal myoelectric signals. *Med. Eng. Phys.* 33, 446-455.
- Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Bueno-Barrachina, J., Rodriguez de Sanabria, R., Garcia-Casado, J., 2016. Towards the clinical use of concentric electrodes in ECG recordings: influence of ring dimensions and electrode position. *Meas. Sci. Technol.* 27, 1-11.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J., Morera, J., Jané, R., 2013. Index for estimation of muscle force from mechanomyography based on the Lempel-Ziv algorithm. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 548-557.
- Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J.A., Jané, R., 2014. Evidence towards Improved Estimation of Respiratory Muscle Effort from Diaphragm Mechanomyographic Signals with Cardiac Vibration Interference Using Sample Entropy with Fixed Tolerance Values. *PLoS One* 9, e88902.
- Silverman, B., 1986. *Density estimation for statistics and data analysis*. Chapman and Hall, London.
- Sinderby, C., Navalesi, P., Beck, J., Skrobik, Y., Comtois, N., Friberg, S., Gottfried, S.B., Lindström, L., 1999. Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. *Nat. Med.* 5, 1433-1436.
- Witte, H., Zwiener, U., Rother, M., Glaser, S., 1988. Evidence of a previously undescribed form of respiratory sinus arrhythmia (RSA)—the physiological manifestation of «cardiac aliasing». *Pflügers Arch.* 412, 442-444.
- Wu, H.T., Chan, Y.H., Lin, Y.T., Yeh, Y.H., 2014. Using synchrosqueezing transform to discover breathing dynamics from ECG signals. *Appl. Comput. Harmon. Anal.* 36, 354-359.
- Wu, Z., Huang, N.E., 2009. Ensemble empirical mode decomposition: a noise-assisted data analysis method. *Adv. Adapt. Data Anal.* 1, 1-41.

Yañez, A.M., Guerrero, D., Pérez De Alejo, R., Garcia-Rio, F., Alvarez-Sala, J.L., Calle-Rubio, M., Malo De Molina, R., Valle Falcones, M., Ussetti, P., Sauleda, J., Zamora García, E., Rodríguez-González-Moro, J.M., Franco Gay, M., Torrent, M., Agustí, A., 2012. Monitoring breathing rate at home allows early identification of COPD exacerbations. *Chest* 142, 1524-1529.

Publicaciones derivadas de la tesis

Publicaciones en revistas JCR

- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2016. Improvement in Neural Respiratory Drive Estimation from Diaphragm Electromyographic Signals using Fixed Sample Entropy. *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics* 20, 476-485. (Primer cuartil - 2015). Reconocido como artículo destacado.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jane, R., 2016. Onset and Offset Estimation of the Neural Inspiratory Time in Surface Diaphragm Electromyography: A Pilot Study in Healthy Subjects. *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*. sub code: JBHI-00523-2016 (En revisión).
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jane, R., 2016. Evaluation of Neural Respiratory Drive Estimation in Surface EMG Signals Under Presence of Arrhythmias. (Pendiente de envío).

Publicaciones en capítulos de libros

- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Ye-Lin, Y., Jané, R., 2014. Evaluation of Laplacian Diaphragm Electromyographic Recordings in a Static Inspiratory Maneuver, en: Roa Romero, L.M. (Ed.), XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, IFMBE Proceedings. Springer International Publishing, Sevilla, España, pp. 977-980.

Publicaciones en congresos internacionales

- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Prats-Boluda, G., Jané, R., 2013. Characterization of Laplacian Surface Electromyographic Signals during Isometric Contraction in Biceps Brachii., en: Proc 35th Annu Int Conf IEEE EMBS. Osaka, Japón, pp. 535-538.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-casado, J., Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Jané, R., 2014. Evaluation of Laplacian Diaphragm Electromyographic Recording in a Dynamic Inspiratory Maneuver, en: Proc 36th Annu Int Conf IEEE EMBS. Chicago, Illinois, EE. UU., pp. 2201-2204.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Fiz, J.A., Jané, R., 2014. Respiratory Rate Detection by Empirical Mode Decomposition Method Applied to Diaphragm Mechanomyographic Signals, en: Proc 36th Annu Int Conf IEEE EMBS. Chicago, Illinois, EE. UU., pp. 3204-3207.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Fiz, J.A., Martínez-Ilorens, J., Jané, R., 2014. Estimation of Bilateral Asynchrony between Diaphragm Mechanomyographic Signals in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease, en: Proc 36th Annu Int Conf IEEE EMBS. Chicago, Illinois, EE. UU., pp. 3813-3816.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2015. Respiratory Signal Derived from the Smartphone Built-in Accelerometer during a Respiratory Load Protocol, en: Proc 37th Annu Int Conf IEEE EMBS. Milán, Italia, pp. 6768-6771.

- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2015. EMG-Derived Respiration Signal using the Fixed Sample Entropy during an Inspiratory Load Protocol, en: Proc 37th Annu Int Conf IEEE EMBS. Milán, Italia, pp. 1703-1706.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jané, R., 2016. Evaluating Respiratory Muscle Activity using a Wireless Sensor Platform, en: Proc 38th Annu Int Conf IEEE EMBS. Orlando, Florida, EE. UU., pp. 5769-5772.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-casado, J., Sarlabous, L., Prats-Boluda, G., Jané, R., 2016. Time-Frequency Representations of the Sternocleidomastoid Muscle Electromyographic Signal Recorded with Concentric Ring Electrodes, en: Proc 38th Annu Int Conf IEEE EMBS. Orlando, Florida, EE. UU., pp. 3785-3788.

Publicaciones en congresos nacionales, simposios y charlas

- Estrada, L., Torres, A., Jané, R., 2014. Evaluación de la Asincronía Bilateral y Toracoabdominal en Señales Mecanomiográficas a Través del Uso de Acelerómetros, en: Proc XXXII Annu Congr Spanish Soc Biomed Eng. Barcelona, España, pp. 1-4.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Sarlabous, L., Prats-Boluda, G., Jané, R., 2015. Evaluation of Sternocleidomastoid Muscle Activity by Electromyography Recorded with Concentric Ring Electrodes, en: Proc XXXIII Annu Congr Spanish Soc Biomed Eng. Madrid, España, pp. 183-186.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Prats-Boluda, G., Jane, R., 2013. Electrical Characterization of Laplacian Surface Electromyographic Signals in Biceps Brachii during Isometric Contraction., en: 6th IBEC Symposium on Bioengineering and Nanomedicine. Barcelona, España.
- Estrada, L., Torres, A., Garcia-Casado, J., Prats-Boluda, G., Jane, R., 2014. The Use of Concentric Ring Electrodes for Recording of Diaphragm Electromyographic Signals During Respiration., en: 7th IBEC Symposium on Bioengineering and Nanomedicine. Barcelona, España.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jane, R., 2015. The Use of Fixed Sample Entropy as an Analysis Tool of Diaphragm EMG Signals During a Respiratory Protocol., en: 8th IBEC Symposium on Bioengineering and Nanomedicine. Barcelona, España.
- Estrada, L., Torres, A., Sarlabous, L., Jane, R., 2016. Mobile and Wireless Platforms for Evaluation of Respiratory Muscle Activity., en: 9th IBEC Symposium on Bioengineering and Nanomedicine. Barcelona, España.
- Estrada, L., 2014. Actualización en la Evaluación no Invasiva de la Función Muscular Respiratoria., en: Capítulo de Ingeniería en Medicina y Biología de la IEEE de Panamá, Panamá.
- Estrada, L., 2016. Dispositivos Móviles e Inalámbricos como Herramientas para el Registro No invasivo de la Actividad Muscular Respiratoria. Un enfoque práctico., en: Capítulo de Ingeniería en Medicina y Biología de la IEEE de Panamá, Panamá.

Listado de acrónimos

AB	Abdomen
ACT	Anillo concéntrico en configuración tripolar
AF	flujo de las vías aéreas
ApEn	Entropía aproximada
AR	Modelo autoregresivo
BF	Baja frecuencia
Bpm	Respiraciones por minuto
CI	Capacidad inspiratoria
CO ₂	Dióxido de carbono
CPT	Capacidad pulmonar total
CRF	Capacidad residual funcional
CVF	Capacidad vital forzada
DCB	Discos en configuración bipolar
DEM	Descomposición empírica en modos
DEMC	Descomposición empírica en modos por conjuntos
DEP	Densidad espectral de potencia
DFA	Análisis de fluctuaciones sin tendencias
ECG	Señal o actividad electrocardiográfica
EDR	Señal de la respiración derivada a partir de la señal electrocardiográfica
EMG	Señal o actividad electromiográfica
EMGdi	Señal o actividad electromiográfica del diafragma
EMGDR	Señal de la respiración derivada a partir de la señal electromiográfica
EMGsc	Señal o actividad electromiográfica del músculo esternocleidomastoideo
ENV	Señal envolvente
EPOC	Enfermedad pulmonar obstructiva crónica
FEV ₁	Volumen espiratorio forzado en el primer segundo
FEV ₆	Volumen espiratorio forzado a los seis segundos

FInsm5	Índice de Dimitrov para el estudio de la fatiga muscular
FMI	función de modo intrínseco
fSampEn	Entropía muestral con valores de tolerancia fijos
IMC	Índice de masa corporal
MCV	Máxima contracción voluntaria
MDF	Frecuencia media
MDI	Maniobra dinámica inspiratoria
MEI	Maniobra estática inspiratoria
MMG	Señal o actividad mecanomiográfica
MMGdi	Señal o actividad mecanomiográfica del diafragma
MNF	Frecuencia media
MRS	Maniobra de respiración sostenida
NAVA	Ventilación asistida ajustada neuronalmente
NRD	Impulso neural respiratorio
O ₂	Oxígeno
OMS	Organización Mundial de la Salud
PEM	Presión espiratoria máxima
PIM	Presión inspiratoria máxima
Pmouth	Presión inspiratoria en boca
RMS	Valor medio cuadrático
RR	Frecuencia respiratoria
SampEn	Entropía muestral
SCM	Músculo esternocleidomastoideo
sEMGpara	Señal o actividad electromiográfica paraesternal
SNIP	Presión inspiratoria máxima en la nariz
SNR	Relación señal a ruido
TCB	Tripolar en configuración cuasi bipolar
Te	Tiempo o período espiratorio

ACRÓNIMOS

Ti	Tiempo o período inspiratorio
Ti/Ttot	Fracción inspiratoria
TO	Tórax
Ttot	Ciclo o período respiratorio
TX	Toracoabdominal
VC	Volumen tidal o volumen corriente
VM	Ventilación por minuto
VMS	Ventilación máxima sostenida
VR	Volumen residual
VRE	Volumen de reserva espiratoria
VRI	Volumen de reserva inspiratoria
VVM	Ventilación voluntaria máxima